

# **Factores bioquímicos y mecánicos en la generación de heridas: estudio in vitro e in vivo**



**Master en Ingeniería Biomédica  
Programa oficial de Ingenierías Transversales  
Curso 2009-2010  
Septiembre 2010**

Codirigido por:  
M<sup>a</sup> José Gómez Benito  
Etelvina Javierre Pérez

Autora:  
Elena Irene Jordán Palomar

# Agradecimientos

El siguiente trabajo final de master se ha desarrollado con la colaboración de las siguientes entidades:

- Ministerio de Ciencia e Innovación, a través del Proyecto DPI 2009-07514, enfocado al modelado computacional de la cicatrización de heridas acoplado a factores bioquímicos y biomecánicos.

- Podoactiva, empresa colaboradora con la Universidad de Zaragoza, dedicada a la biomecánica e innovación tanto en deporte de alto rendimiento como en procesos patológicos.

- Complejo hospitalario de Navarra por prestar sus servicio de captura de imágenes y equipos quirúrgicos.

- Universidad de Zaragoza, Departamento Ingeniería Mecánica.

Quiero agradecer a todas las personas que han colaborado conmigo para poder realizar este proyecto, ayudándome física, virtualmente o simplemente por haber estado ahí cuando los he necesitado.

# **Factores bioquímicos y mecánicos en la generación de heridas: estudio in vitro e in vivo**

## **RESUMEN**

La planta del pie está sujeta a importantes presiones que están influenciadas por factores dinámicos (locomoción, velocidad, etc.) y por parámetros relativos al sujeto (peso corporal, edad, posibles patologías, etc.). El estudio de estas presiones permite la localización y cuantificación de las zonas de hiperpresión que conlleva la destrucción del tejido en la planta del pie, que precede a la formación de una úlcera.

En este trabajo se toma el caso clínico de una paciente con pérdida parcial de los tejidos del pie y posterior reconstrucción quirúrgica. Se realiza por un lado el análisis estático y dinámico del apoyo plantar y por el otro una simulación virtual de las cargas que debe soportar, partiendo de una reconstrucción 3D procedente imágenes de Resonancia Magnética.

El objetivo final es correlacionar los datos reales con los obtenidos computacionalmente y planificar una cirugía de remodelación de los tejidos para conseguir la mejor funcionalidad posible para evitar la aparición de úlceras u otras lesiones.

# **Biochemical and mechanic factors in wounds generation: in vitro e in vivo study.**

## **ABSTRACT**

Foot sole is subjected to important pressures, which are influenced by both dynamic factors (such as locomotion, speed, etc) and parameters related to the subject (such as body weight, age, other diseases, etc.) The study of foot pressures allow the localisation and quantification of the hyperpressure areas that produced the destruction of foot sole tissue prior to the ulcer formation.

In this study is taken a clinic case from a patient with a parcial foot tissues lost and posterior surgical reconstruction. One one hand we made the static and dynamic measures analisys of contact plantar foot area, and in the other hand is made a virtual simulation of loads that the foot have to support, with a 3D reconstruction from the Magnetic Resonance images obtained.

The final objetive is to correlate the real data with the virtual data to plain a remodelation tissues surgery to allow the best posible funcionality to avoid the formation of ulcers or other wounds.



# Índice general

1. Introducción	
1.1. Anatomía y fisiología de la piel.....	Pág. 6
1.2. Generación de heridas.....	Pág. 8
1.3. Reparación de heridas.....	Pág. 9
1.3.1. Evolución normal de la cicatrización.....	Pág. 11
1.3.2. Evolución anormal de la cicatrización .....	Pág. 12
1.4. Características biomecánicas de los tejidos blandos.....	Pág. 13
1.5. Ciclo de la marcha.....	Pág. 14
2. Material y métodos	
2.1. Caso clínico.....	Pág. 15
2.2. Planteamiento de las bases y objetivos del estudio.....	Pág. 16
2.3. Pruebas .....	Pág. 19
2.3.1. Resonancia magnética.....	Pág. 19
2.3.2. Análisis estático y dinámico.....	Pág. 20
2.4. Procesado de las imágenes.....	Pág. 22
2.5. Reconstrucción volumétrica.....	Pág. 23
2.6. Simulación computacional.....	Pág. 27
3. Evaluación de los resultados	
3.1. Interpretación de los datos de las plataformas de carga y presión. ....	Pág. 28
3.2. Interpretación de los resultados de la simulación computacional.....	Pág. 34
3.3. Evolución clínica .....	Pág. 35
4. Conclusiones.....	Pág. 37
5. Líneas futuras.....	Pág. 38

Bibliografía

Anexos

## Índice de tablas

1. Tabla 1: Características de los materiales.....	Pág.25
2. Tabla 2: Análisis estático.....	Pág.30
3. Tabla 3: Análisis dinámico.....	Pág.32
4. Tabla 4: Comparativa de análisis estático y dinámico. ....	Pág.33

## Índice de figuras

1. Figura 1: Capas de la piel. ....	Pág. 7
2. Figura 2: Clasificación de las heridas. ....	Pág. 9
3. Figura 3 : Líneas de menor tensión o de Langer.....	Pág. 9
4. Figura 4: Esquema e imágenes de la secuencia del proceso de cicatrización ambas recogidas en 21 días.....	Pág.11
5. Figura 5: Ciclo de la marcha .....	Pág.14
6. Figura 6: Distribución de fuerzas verticales que se producen al caminar .....	Pág.14
7. Figura 7: Aspecto a las 48h del ingreso.....	Pág.15
8. Figura 8: Aspecto del pie tras la trombosis de la tibial posterior.....	Pág.15
9. Figura 9: Izquierda: esquema latissimus dorsi. Derecha: marcaje preoperatorio .....	Pág.16
10. Figura 10: Escaneado de superficie plantar previo al diseño de la plantilla. ....	Pág.18
11. Figura 11: Plantillas diseñadas específicamente para la paciente.....	Pág.19
12. Figura 12: Aparato de resonancia magnética. ....	Pág.20
13. Figura 13: Derecha: Imagen de la medición de presiones. Izquierda: Plataforma de presión plantar.....	Pág.21
14. Figura 14: Análisis de la marcha y gráfica resultante.....	Pág.22
15. Figura 15: Imágenes de Resonancia Magnética. ....	Pág.23
16. Figura 16: Procesado en Mimics 10.0.....	Pág.24
17. Figura 17: Procesado en Enviroment 10.0.....	Pág.25
18. Figura 18: Procesado en Abaqus 6.9-1.....	Pág.26
19. Figura 19: Imágenes en Abaqus 6.9-1 de las condiciones de contorno y las carga.....	Pág.26
20. Figura 20: Reconstrucción 3D de los tejidos.....	Pág.27
21. Figura 21: Carga de 250N orientada hacia la tibia.....	Pág.27
22. Figura 22: Esquema comparativo de la vista medial. ....	Pág.28
23. Figura 23: Imagen del estudio estático de ambos pies.....	Pág.29
24. Figura 24: Detalle del centro de equilibrio corporal.....	Pág.31
25. Figura 24: Toma de datos del análisis dinámico. ....	Pág.31
26. Figura 25: Imagen del estudio dinámico de ambos pies.....	Pág.32
27. Figura 27: Imágenes de las deformaciones máximas principales.....	Pág.34
28. Figura 28: Imágenes de las deformaciones mínimas principales. ....	Pág.35
29. Figura 29: Vistas anterior, medial y plantar en el postoperatorio (noviembre 2009) .....	Pág.36
30. Figura 30: Vistas anterior, lateral y plantar a los 1.5 meses de la reconstrucción (enero 2010).....	Pág.36
31. Figura 31: Vistas anterior, medial, lateral y plantar a los 5.5 meses de la reconstrucción (junio 2010) .....	Pág.36
32. Figura 32: Vistas anterior, medial, lateral y plantar a los 9 meses de la reconstrucción (septiembre 2010) .....	Pág.37
33. Figura 33: Pie reconstruido en carga.....	Pág.37

# 1. Introducción

## 1.1. Anatomía y fisiología de la piel

A continuación se exponen unas pequeñas pinceladas para centrar el tema que recoge el proyecto final de master y así poder entender mejor los resultados obtenidos. Comenzamos por un estudio de las funciones de la piel.

La piel en si misma puede ser considerada como un órgano extenso y complejo, ya que además de servirnos como recubrimiento para aislarnos del medio que nos rodea, tiene muchas otras funciones.

- Función barrera aislándonos de microorganismos patógenos y generando simbiosis con otros. Protege de la radiación ultravioleta muy nociva para las células ya que es capaz de modificar el DNA produciendo el malfuncionamiento de las mismas y llegando al extremo de la producción de tumores. A esto también contribuye la producción de melanina, pigmento pardo que evita la penetrancia de la radiación, principalmente UVA.

- Es un órgano de protección y mantenimiento del equilibrio hidroelectrolítico, manteniendo nuestro medio interno estable ante las variaciones del externo, nos protege de la deshidratación en medios secos y cálidos, y de la sobrehidratación en los húmedos.

- Metabolismo de secreciones internas y externas, siendo uno de los mayores laboratorios del organismo, necesario para la hidroxilación de la vitamina D, necesaria para la regulación del calcio y el crecimiento óseo, transformación de hormonas sexuales y muchos otros procesos bioquímicos.

- Regulación de la temperatura, tanto en situaciones de frío (mediante la capacidad de tiritar, producida por contracciones bruscas de pequeñas fibras musculares que se encuentran en las capas más profundas de la piel, la piloerección que atrapa una pequeña cantidad de aire entre el pelo y la piel que actúa como aislamiento térmico) como del calor (mediante la capacidad de sudar, ya que el agua posee un alto calor específico, absorbe mucha energía de la piel, produciendo un descenso de la temperatura de ésta).

- Regulación del pH cutáneo (pH 5,5 en contraposición al medio interno alrededor de 7,4) este pH ligeramente ácido hace que el crecimiento celular esté dificultado con lo que las bacterias que intenten invadirnos lo tendrán un poco más complicado.

- Función de lubricación, importantes para aumentar la impermeabilidad de nuestro cuerpo y llevada a cabo por las glándulas sebáceas presentes en toda la superficie.

- Reacciones inflamatorias e inmunológicas, la piel es la primera barrera que deben atravesar los invasores y por ello se encuentra muy bien defendida, es reservorio de gran cantidad de macrófagos, leucocitos, células de Langerhans... que tienen capacidad de aprender y reaccionar cuando se sienten agredidas.

- Identificación personal, la piel puede tener marcas o lunares que nos diferencien más o menos, pero en las yemas de los dedos de las manos y de los pies, los dermatogrfos nos hacen únicos diferenciándonos de cualquier otra persona.

- Comunicación con el medio ambiente, aunque en nuestra especie esta función ha ido perdiendo su peso con la evolución, unas glándulas sebáceas especiales que se encuentran en las axilas y en las ingles, segregan sustancias olorosas importantes tanto en la relación entre las madres y los recién nacidos como en las búsquedas de pareja sexual.

- Reparación de las heridas, que es el tema de este proyecto. En el transcurso evolutivo, el hombre ha perdido la capacidad de regeneración (creación de un miembro

exactamente igual al que se perdió con el mismo tipo y organización de las células) pero todavía mantiene la capacidad de reparación (sustitución de la zona dañada por células y organización similar, pero que nunca poseerán las mismas características del tejido original y siempre serán reconocibles en un estudio exhaustivo en la mayoría de los tejidos)

Una vez explicada brevemente la función de la piel, pasamos a su estudio morfológico tanto macroscópico (anatomía) como microscópico (citología).

Así, la piel normal se encuentra formada por tres capas desde la más superficial a la más profunda: epidermis, dermis y tejido celular subcutáneo, tal como refleja en la figura 1.

**La epidermis** es la porción más externa de la piel. Tiene entre 0,04 y 1,5mm de espesor (siendo mínimo en las zonas que requieren mucho movimiento como las flexuras de los codos y rodillas o los párpados, y máximo en palmas y plantas, expuestas a roce y que tienen que soportar mayor carga). Está constituida por un epitelio escamoso estratificado que se queratiniza y origina los apéndices (uña, pelo, glándulas sebáceas y sudoríparas). La epidermis se divide en varias capas, de más interna a más externa: capa basal, capa espinosa, capa granulosa, capa lúcida y capa córnea, en cada una de estas capas podemos encontrar diferentes tipos celulares, o los mismos pero en diferente estadio evolutivo. Según avanzamos hacia la superficie la densidad celular va disminuyendo, siendo la última capa (córnea), completamente acelular en condiciones normales.

Las células que podemos encontrarnos en la epidermis son; queratinocitos (dan soporte y fabrican queratina continuamente para compensar el desgaste al que se encuentra sometida la piel), melanocitos (fabrican la melanina y la pasan a los queratinocitos vecinos para protegerles de la radiación solar) y células de Langerhans (se encargan de captar todo lo que les resulta extraño y enseñárselo a las células defensivas para que éstas determinen si este antígeno supone una agresión o no).

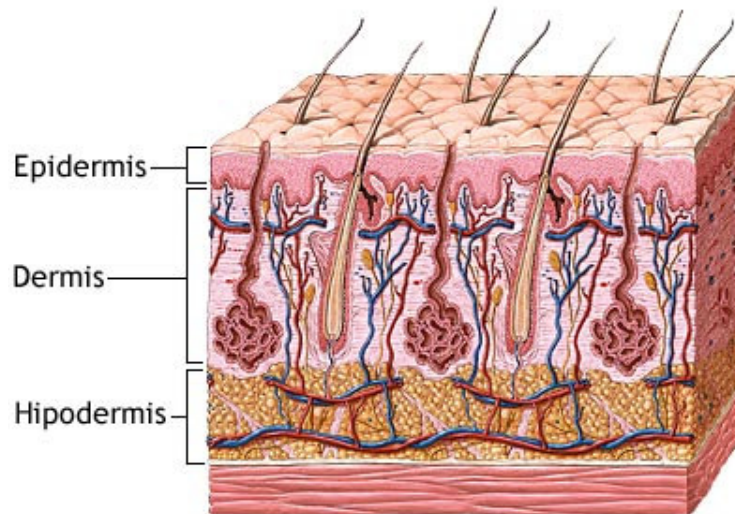


Figura 1: Capas de la piel.

**La dermis** es la capa intermedia. Constituye el 95 % del espesor total de la piel. Alcanza su máximo espesor en la espalda donde puede llegar a ser 30 veces más gruesa que la epidermis.

La dermis es un sistema de tejido conectivo fibroso que contiene las redes nerviosas y vasculares y los apéndices formados por la epidermis (glándulas sudoríparas y sebáceas y la raíz de los pelos)

Está compuesta principalmente por colágeno, que es una proteína fibrosa que actúa como proteína estructural en todo el organismo (70 % del peso de la piel en seco). Existen varios tipos de colágenos, que varían en sus propiedades físicas y químicas, siendo en la piel sana el más frecuente el tipo I y si nos referimos a cicatrices cutáneas el tipo III. La dermis también posee fibras elásticas y de reticulina, responsables principalmente de sus capacidades elásticas y la sustancia fundamental que rodea a todos los demás componentes y células rellenando los espacios y sirviendo de medio de comunicación entre las células, por su capacidad para transmitir tanto señales químicas como mecánicas.

El aporte de nutrientes necesario tanto para el normal funcionamiento como para la reparación de la dermis se realiza gracias a la rica vascularización de la que consta, formado de un plexo de capilares sanguíneos superficial que discurre justo por debajo de la epidermis y es muy importante ya que la epidermis es avascular, y su nutrición se produce por simple difusión y otro profundo que se localiza en la porción inferior de la dermis junto al tejido subcutáneo. El sistema linfático se coloca paralelo a este y es el encargado de retirar los detritos de mayor tamaño que no pueden penetrar en los capilares sanguíneos.

La dermis tiene muy buena inervación sensitiva, necesaria para saber fielmente que es lo que nos rodea. El tacto y la presión están mediados por los corpúsculos de Meissner y los corpúsculos de Pacini (mecanorreceptores). La temperatura y el dolor son transmitidos por fibras nerviosas amielínicas que terminan en la dermis papilar y alrededor de los folículos pilosos.

Las células propias de la dermis son los fibroblastos (encargados de fabricar el colágeno, las fibras de elastina y reticulina y segregar la sustancia fundamental), los macrófagos (que captan y destruyen tanto los detritos generados por las propias células como todos aquellos productos que vienen del exterior y que pueden suponer una amenaza para el organismo), los mastocitos (liberan sustancias de alarma que atraen hacia la zona en la que han sido liberados los linfocitos y otras células defensivas para aumentar la atención y poder luchar desde el primer momento contra las invasiones, también son responsables de las alergias) y los linfocitos (los hay de varios tipos y su principal función es reconocer y destruir aquello que consideran peligroso y guardar memoria de ello).

### **Tejido celular subcutáneo o hipodermis**

Es la capa más interna de la piel. Está compuesta por lóbulos de adipocitos (células grasas) separados por tabiques fibrosos formados por colágeno y vasos sanguíneos de gran calibre.

La principal función de este es el aislamiento mecánico y térmico y reserva de energía en forma de lípidos. El grosor del mismo es muy variable entre sexos, razas y zonas del cuerpo

## **1.2. Generación de heridas**

El organismo habitualmente se encuentra en un medio hostil donde puede recibir agresiones de todo tipo. La mayoría de las veces, esto no supone ningún peligro ya que tenemos capacidad para adaptarnos, pero cuando la agresión supera determinados límites aparecen las lesiones. La clasificación es muy amplia y casi cualquier cosa en exceso o

defecto es capaz de generarlas. A groso modo podemos tener agresiones, físicas (incisivas, contusas, de alta energía, lacerantes), térmicas (congelaciones y quemaduras), químicas (ácidos y bases fuertes), radiaciones (UV-B, radioterapia, Rx), o biológicas (infecciones, mordeduras).

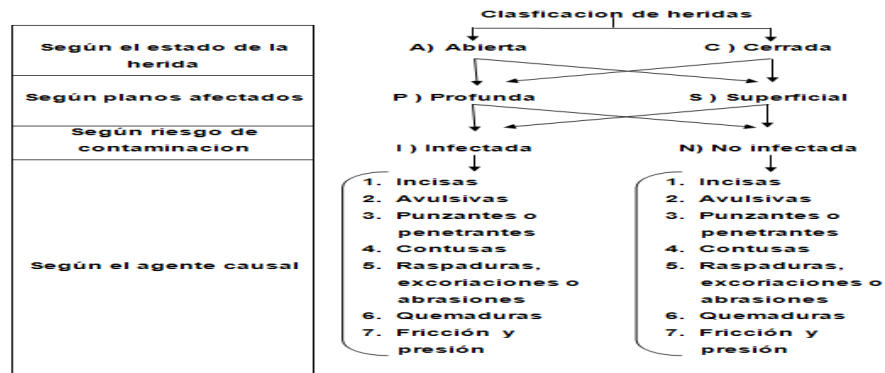


Figura 2: Clasificación de las heridas.

El la figura 2 podemos ver un esquema global del las posibles causas de la generación de las heridas y la clasificación de las mismas según diferentes criterios.

### 1.3. Reparación de las heridas

La piel, debido a la cantidad, grosor, tipo y organización de las fibras colágenas, presenta un comportamiento anisótropo. Así el grosor y la elasticidad de la piel varía dependiendo de la zona que estemos observando. Todo ello y además la dirección y la potencia de la contracción de los músculos subyacentes, hace que no todos los puntos de la piel se hallen sometidos a las mismas solicitaciones mecánicas. Teniendo en cuenta todo ello, podemos definir las líneas de menor tensión o líneas de Langer, que son líneas virtuales que siguen una distribución donde la piel se encuentra sometida a menor estiramiento, tal como se muestra en la figura 3. Normalmente se corresponden con las arrugas y son perpendiculares a la contracción de los músculos de la región.

Estas líneas deben tenerse en cuenta a la hora de cambiar la orientación de una cicatriz o el resultado estético de una herida. Las heridas que presenten dicha orientación tendrán una cicatrización más favorable, ya que si la orientación fuese otra, la propia tensión de la piel agrandaría su tamaño a causa del ambiente mecánico.

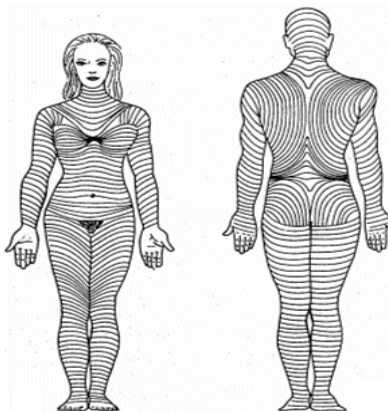


Figura 3: Líneas de menor tensión o de Langer

Cuando se produce una herida, casual o inducida, el organismo normalmente intenta reparar las lesiones de sus tejidos con un proceso llamado cicatrización, que como ya hemos comentado al principio consiste en la reparación del defecto con un tejido similar aunque no idéntico. La cicatrización cutánea es un proceso reparativo complejo que conduce a la regeneración del epitelio y el reemplazo de la dermis.

Las heridas no siempre son iguales, y del mismo modo, la reparación que hace el organismo y el resultado final del mismo, tampoco lo es. Las heridas pueden variar en su tamaño, forma, profundidad, ubicación, presencia de anejos cutáneos, vascularización, aporte de nutrientes, ambiente mecánico, infección... A continuación se hace una breve descripción de cómo pueden influir todos estos factores.

Así pues en cuanto a la profundidad, es importante fijarse en la diferenciación que se menciona porque el epitelio se regenera *ad integum* y la dermis no. Es decir si producimos una herida que sólo alcance la capa más superficial de la piel, como un arañazo, ésta es capaz de restituirse exactamente igual que al principio por eso no queda cicatriz. Sin embargo, cuando la herida es más profunda, y se alcanza la dermis, ésta no es capaz de regenerarse, sino que se repara cambiándose por un tejido fibroso constituido por colágeno con características diferentes al normal, siendo las nuevas fibras son más cortas y desorganizadas, por lo que queda una cicatriz que nunca presenta la rigidez y resistencia de la piel ilesa.

Si tenemos en cuenta la forma de la herida, las lineales son las que más fácilmente se reparan y menos cicatriz dejan, con lo cual en una reparación quirúrgica, tenderemos a transformar cualquier herida en lineal. Dentro de las lineales, las rectas o quebradas cicatrizan mejor que las redondeadas porque tanto estas como las heridas circulares sufrirán más contracción por la forma en la que se orientan las neofibras de colágeno y a la larga tendremos un peor resultado.

Si nos basamos en el tamaño, lógicamente cuanto mayor es una herida, más tiempo tardará en cicatrizar, aunque no lo hace proporcionalmente, ya que la curación se hace tanto por crecimiento desde los bordes como desde pequeños islotes en las zonas centrales.

Dependiendo de la ubicación también se modifica el resultado. En zonas donde la piel tiene pocas solicitaciones mecánicas, como en la zona del cuero cabelludo, la cicatrización suele ser muy buena. Sin embargo en zonas que requieren una gran amplitud de movimientos como puede ser la zona de la espalda, hombros o sobre las articulaciones, las cicatrices suelen estar ensanchadas. También debemos tener en cuenta el mapa de distribución de líneas de menor tensión o de Langers como hemos mencionado anteriormente.

Una buena vascularización es imprescindible para la cicatrización, ya que a través de los vasos sanguíneos llega el aporte de nutrientes (principalmente proteínas para reparar el tejido), las defensas para evitar la infección de la herida, y se va llevando los detritos generados en el proceso. Las zonas más alejadas del cuerpo como las puntas de los dedos orejas y nariz tienen peor aporte sanguíneo y son más tendentes a sufrir heridas que tardarán más tiempo en repararse. Del mismo modo, todas aquellas enfermedades en las que estén dañados los vasos de pequeño calibre, tendrán más tendencia a tener heridas de larga evolución, como ocurre en la diabetes mellitus o en la aterosclerosis avanzada. [1], [2].

Después de repasar ligeramente cuáles son los factores que pueden influir en la cicatrización, pasamos a ver la evolución normal del proceso de cicatrización.

### 1.3.1. Evolución normal de la cicatrización

La cicatrización cutánea es un proceso largo que consta de varias fases, que pueden darse sincrónicas, sucederse unas a otras, o simplemente no ocurrir, tal y como se muestra en el esquema secuencial de la figura 4.

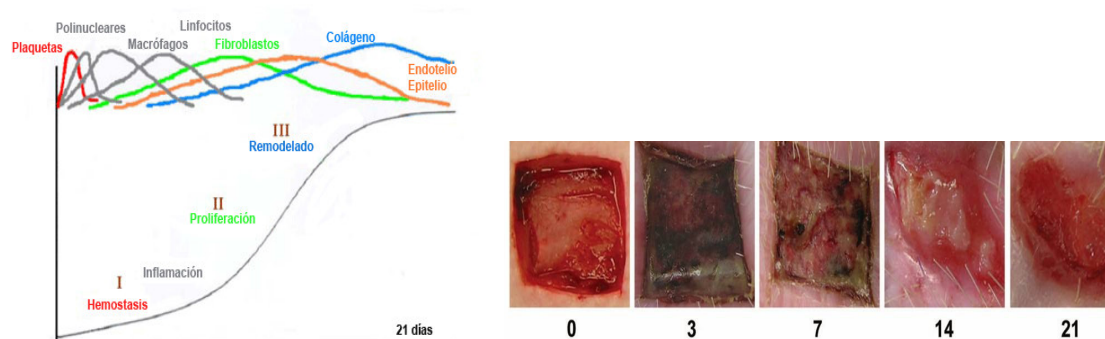


Figura 4: Esquema e imágenes de la secuencia del proceso de cicatrización ambas recogidas en 21 días.

El primer paso que se da si la herida cursa con sangrado, es la hemostasia. En el mismo momento del sangrado, quedan expuestas las fibras de colágeno, con una alta carga eléctrica negativa que desencadena tanto la agregación de las plaquetas como la cascada de la coagulación y una vasoconstricción inicial. De esta manera se forma un coágulo que hace de barrera para impedir la contaminación bacteriana y la pérdida de fluidos

#### Inflamación

La liberación de enzimas intracelulares provoca una vasodilatación y aumento de la permeabilidad capilar. Es máxima a las 24 horas tras la agresión, y luego desciende. Este periodo se caracteriza clínicamente por calor, rubor, tumor y dolor.

#### Proliferación

Esta fase suele durar semanas tras la agresión. Durante la fase de reparación, la matriz celular provisional (compuesta por fibrina, fibronectina y proteoglicanos) comienza a ser degradada y sustituida por una matriz más permanente formada por colágeno. En la cicatrización normal hay un equilibrio entre la producción de colágeno y su degradación. La síntesis de colágeno se produce en exceso en fases iniciales y, aunque luego se degrada, siempre permanece en cantidades superiores a la de la piel normal. El colágeno proporciona la resistencia a tracción de la cicatriz.

Las mitosis celulares comienzan entre el primer y segundo día tras la agresión. Cuando una célula se encuentra con otra idéntica cambia la dirección del movimiento y cuando se encuentra rodeada de células similares queda en reposo (inhibición por contacto). La estratificación comienza cuando ya se ha cubierto toda el área cruenta de la herida.

La formación de vasos sanguíneos se produce en dirección hacia regiones con menor tensión de oxígeno.

#### Remodelación

La remodelación es la última y más larga fase de la cicatrización. El depósito de colágeno en los tejidos es un balance entre la actividad colagenolítica y la síntesis de colágeno. Durante la remodelación la fuerza tensional aumenta a pesar de la disminución de



la cantidad de colágeno. Este fenómeno es debido a la modificación estructural del colágeno depositado y la modificación de las enlaces de unión entre las haces de colágeno. El aumento en el diámetro de las fibras se asocia al aumento de la fuerza tensión.

La remodelación es un proceso dinámico de maduración de la cicatriz que puede durar meses o años. Este es, sin embargo, un proceso imperfecto y el colágeno de la cicatriz no alcanza el patrón de organización normal por lo que la fuerza tensional de la cicatriz nunca es igual al de la piel indemne.

### **Contracción**

La contracción se produce entre 3 y 5 días después de haberse producido una herida que se deja que cierre por si sola. Es el proceso por el cual el área de superficie cruenta disminuye mediante la reducción concéntrica del tamaño de la herida. No se produce en presencia de tejido necrótico o infección local. La contracción de la herida se debe a los miofibroblastos, que contiene proteínas contráctiles de actina y miosina. [2], [3].

## **1.3.2. Evolución anormal de la cicatrización**

Hay muchos factores que pueden hacer que las fases de la cicatrización se interrumpan o se alteren, produciendo un resultado que no es el deseable. Entre las cicatrices defectuosas tenemos las hundidas, separadas, irregulares, montadas y las adheridas a planos profundos.

Otro proceso que puede darse es la cicatrización patológica. Si las cicatrices defectuosas podemos considerarlas como variantes de la normalidad con mal resultado, hay veces que las células se comportan como anormales, alterando su funcionalidad, y llegando a procesos pseudotumorales que han tenido su origen en la propia lesión. Aquí se incluyen las calcificadas, que se endurecen y se hacen frágiles por depósitos anormales de calcio, así como las que tras múltiples intentos de cicatrización las células epiteliales acaban degenerando en un carcinoma epidermoide (úlceras de Marjolin).

Las cicatrices hipertróficas y los queloides son dos formas similares de cicatrización, ambas aparecen sobre una herida previa, las hipertróficas lo hacen rápidamente, aumentan su tamaño en los 3-6 primeros meses y luego comienzan su regresión además habitualmente no exceden el tamaño de la herida inicial. Los queloides suelen aparecer más tarde, meses o años tras la agresión y a pesar de una posible atrofia en la parte central, continúan su crecimiento, exceden el tamaño de la lesión inicial y nunca regresan.

Las enfermedades sistémicas que puede tener el paciente de base pueden afectar en gran manera al proceso de cicatrización. Por ejemplo los efectos adversos sobre la cicatrización en pacientes con *diabetes mellitus* son múltiples y la propia existencia de algunos problemas hace que sean más probables los demás. Presentan predisposición a la infección de las heridas, alteración de la microcirculación, neuropatía periférica que condiciona una falta de sensibilidad en las zonas distales y que facilita los microtraumatismos de repetición, ya que al no tener sensibilidad no es consciente de que se está haciendo daño, por ejemplo, por el roce repetido del calzado. También tienen alteración de la función de los leucocitos, con una alteración de la respuesta inflamatoria de los mismos necesaria para coordinar a todas las partes. Efectos perjudiciales directos sobre el proceso de cicatrización como disminución de la formación de tejido conectivo.

La *vasculopatía periférica* (disminución del calibre de los vasos sanguíneos más pequeños) provoca un insuficiente aporte de sangre arterial y la consecuente deficiencia de la liberación de oxígeno y de nutrientes necesarios para la actividad celular. Algunas heridas de la isquemia arterial surgen espontáneamente, pero la mayoría obedecen a micro o macrotraumatismos.

La *nicotina del tabaco* interfiere en la fase inflamatoria, disminuye el aporte sanguíneo porque provoca la vasoconstricción y por tanto el flujo de los capilares y retrasa la epitelización.

El *alcoholismo crónico* retrasa la cicatrización no sólo por la malnutrición asociada, sino por producir un retraso de la migración celular y alteración de la síntesis proteica.

El *sangrado* produce hipoxia de los tejidos ya que se disminuye el número de efectivos y altera la formación de colágeno.

## **1.4. Características biomecánicas de los tejidos blandos**

Los tejidos orgánicos tienen propiedades biomecánicas diferentes en función de su origen, composición, grado de hidratación, también puede haber cierta variabilidad dependiendo del tiempo que trascurra entre la extracción del tejido y la realización de las pruebas. A continuación se recogen las características que se evalúan más frecuentemente.

### **Viscoelasticidad**

Es la variación de la elasticidad en función del tiempo que se permanezca ejerciendo la fuerza. La mayoría de los tejidos biológicos se comportan como tal, incluyendo la piel, tendones y ligamentos. En los tejidos viscoelásticos se debe tener en cuenta tanto la fuerza que se ejerce como el tiempo a la hora de calcular las gráficas de tensión-deformación. Estos datos se pueden ver modificados dependiendo de la técnica que empleemos para registrarlos, ya que la deshidratación de los tejidos, la mala técnica de extracción o la alteración excesiva de las características del medio biológico, pueden invalidar los resultados.

Así mismo a la hora de simular estos procesos es importante la elección del modelo que más se aproxime a la realidad, para que los resultados obtenidos sean válidos.

### **Pre-tensión**

La piel se mantiene bajo cierta pre-tensión, proporcionada por las fibras de colágeno que contiene, el tipo, la ordenación de las mismas y la mayor o menor proporción de fibras de elastina y otras proteínas de unión. Cuanto más joven es la persona, mayor grado de pre-tensión tiene la piel. Esta tensión influye negativamente en el resultado de la cicatriz, ya que en zonas como los hombros y zona pre-esternal tienen tendencia a ensancharse, además cuando la tensión cutánea es mayor de lo que puede soportar su capacidad de estiramiento, se rompen las fibras colágenas y se originan estrías cutáneas.

Cuando la tensión sobrepasa la capacidad de estiramiento de la piel se produce el colapso de los vasos sanguíneos y linfáticos. Con una disminución importante del aporte de nutrientes a la zona y un exceso de líquidos que no pueden ser retirados. Todo ello puede provocar la aparición de úlceras y necrosis de colgajos quirúrgicos.

### **Extensibilidad**

La elasticidad es debida fundamentalmente a las fibras de elastina. Es mayor en niños y en zonas de piel delgada. Con la edad se pierde elasticidad y aumenta la laxitud. La piel que está sobre las articulaciones es más extensible, lo que permite los movimientos. Por el contrario, en zonas con mayor grosor de la piel, con presencia de pelo y fijación por trabéculas a planos profundos (palmas y plantas), la extensibilidad será menor [4], [5]

## 1.5. Ciclo de la marcha

Durante la marcha la fuerza que se ejerce sobre la planta del pie sigue una trayectoria que comienza en el momento de impacto, en la zona central del talón. Después, se desplaza rápidamente en línea recta hasta la primera y segunda cabezas metatarsianas, gira hacia dentro y se mueve lentamente hasta la base del primer dedo. Finaliza en la punta del primer, segundo dedo o entre ambos. En la figura 5 podemos ver un ciclo de marcha completo.



Figura 5: Ciclo de marcha.

Si esta dinámica es recogida en un pie sano, por un sistema específico y bien calibrado podemos observar varias fases como se ve en la figura 6. Al inicio en la **fase de contacto**, se observa una fuerza vertical máxima ( $F_z$ ). El talón se encuentra en contacto con el suelo, lo que reduce la progresión hacia delante del pie lo cual implica una reacción hacia atrás. Dada la posición inicial del pie en supinación, las fuerzas anteroposteriores ( $F_x$ ) son negativas y, a medida que comienza el movimiento de pronación, las fuerzas  $F_x$  llegan a cero y a positivas, hasta que finaliza el contacto del pie.

A continuación en la **fase de soporte**, se produce una caída de fuerza vertical. Esto acontece cuando el pie está en plano y corresponde al cambio del período de frenada del impulso anterior. Durante este período, el pie no desarrolla fuerzas transversales ( $F_y$ ), pero debe asegurar una estabilidad transversal.

Finalmente durante la **fase de impulso**, las fuerzas están orientadas hacia arriba y hacia delante.

Las fuerzas de reacción del suelo se expresan frecuentemente normalizadas al peso corporal (PC). Las fuerzas observadas al correr son superiores a las que aparecen al caminar. Normalmente, el pico de fuerza máxima  $F_z$  en el talón del pie al caminar oscila entre 2,5 y 4 veces el peso corporal, aunque en ciertos casos, puede ser superior de este modo, al saltar la fuerza de impacto vertical puede alcanzar de 7 a 9 veces el peso corporal.

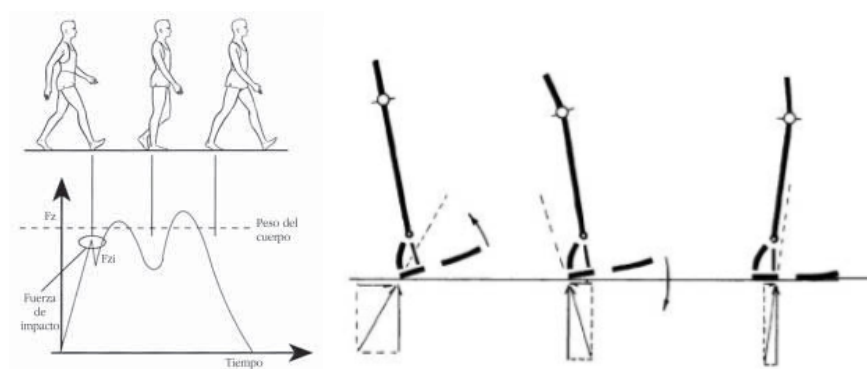


Figura 6: Distribución de fuerzas verticales que se producen al caminar. La curva de fuerza vertical  $F_z$  al caminar típicamente aparecen dos picos: el primero, durante el contacto del talón (1) y el segundo, durante el impulso (2).

## 2. Material y métodos

### 2.1. Caso clínico

Para llevar a cabo este proyecto se elige una herida compleja que ocupa la mayor parte del dorso así como en la zona media de la planta del pie derecho en una paciente mujer y joven. , que requirió la cobertura con musculatura y piel de la zona de la espalda, la cual, como ya se ha descrito anteriormente, tiene una estructura organizativa diferente en cuanto a grosor, uniones, diseño y propiedades mecánicas con respecto a la de la planta del pie. Con todo ello se altera tanto la dinámica de la marcha, como la distribución de presiones.

Dado que la valoración objetiva del estado de los tejidos, es muy complicada, con este trabajo, analizaremos el comportamiento de los mismos mediante una simulación computacional por elementos finitos.

Se elige para el estudio un caso clínico real, de forma prospectiva, con seguimiento periódico. Se trata de una mujer de 31 años, un peso de 62kg y una altura de 1,68m, sin antecedentes patológicos reseñables previos y fumadora moderada, que sufrió un accidente al chocar su moto lateralmente contra otro vehículo, con afectación principalmente del pie derecho. Se produce una pérdida de los tejidos blandos del tercio medio del pie tanto de la cara dorsal como de la plantar y fractura del 5º metacarpiano, manteniéndose íntegra la musculatura profunda, sistema de tendones y ligamentos, así como la estructura ósea.

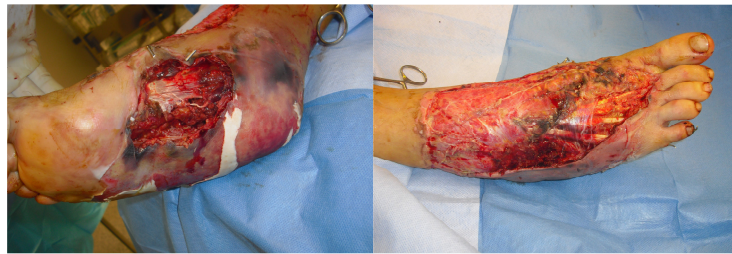


Figura 7: Aspecto a las 48h del ingreso

En el momento del ingreso se realiza un desbridamiento de los tejidos necrosados, y limpieza de los restos de tierra que quedaban. A las 48h presentaba el aspecto que se ve en la figura 7.

En los días siguientes la evolución fue mala ya que se produjo la trombosis de la arteria tibial posterior, que es la responsable de la vascularización de la zona posterior del talón y de la musculatura profunda, con la consiguiente necrosis de los tejidos dependientes de ella, con lo que empeoró el aspecto, aumentando más el defecto en la planta del pie, como podemos ver en la figura 8.



Figura 8: Aspecto del pie tras la trombosis de la arteria tibial posterior.

La sensibilidad tanto del antepié como del talón se mantuvo en todo momento, esto es importante ya que para una marcha correcta es necesaria tanto una adecuada propiocepción (nos da información de dónde se encuentran nuestros miembros situados espacialmente, grado de contracción-relajación de los músculos o si tienen dolor) como una adecuada sensibilidad externa superficial (nos da información de la temperatura, resaltes del suelo, roce con el calzado o dolor por contacto).

En el momento sucesivo a la trombosis de la tibial posterior se valoró la amputación completa del pie, pero dadas las características de la paciente, mujer joven, colaboradora, con la sensibilidad del antepié y del retropié conservada, finalmente se optó por la opción reconstructiva.



Figura 9: Izquierda: esquema latissimus dorsi. Derecha: marcaje preoperatorio

Así en el momento de la cirugía se montan 2 equipos quirúrgicos. Uno realiza un desbridamiento para retirar todo el tejido necrosado no viable, quedando un defecto demasiado grande, que deja estructuras tendinosas y óseas expuestas, que a la larga pueden provocar una necrosis de los mismos. Ante la falta de tejidos locales se opta por aportar tejido sano procedente de la espalda, realizándose un colgajo de dorsal ancho.

El colgajo libre de dorsal ancho, toma el músculo dorsal ancho que se encuentra en la espalda, tiene forma triangular, se inserta en las vértebras dorsales y en el húmero, tiene una vascularización a través de un pedículo arterial y venoso que entra por la axila. Su función principal es la de trepar, cosa que habitualmente no hacemos y que puede ser prescindible. Este colgajo puede estar compuesto sólo por músculo o por el músculo y la piel de la espalda que se encuentra sobre él como ocurre en este caso. Como vemos en la figura 9 de forma preoperatoria se marca una elipse de piel que nos llevaremos unida al músculo, se diseña el músculo, se desinserta de las vértebras y del húmero con la arteria y la vena principal bien localizada y una vez en el pie, se vuelven a unir la arteria y la vena donantes con las receptoras que se habían preparado. Ahora la sangre le llega a través de la nueva unión y así el músculo sano y bien vascularizado servirá para reparar y remodelar todo el tejido que previamente se había necrosado.

## 2.2. Planteamiento de las bases y objetivos del estudio

Para realizar este proyecto se cuenta con la colaboración de 4 partes: Departamento Ingeniería Mecánica de la Universidad de Zaragoza, servicio de cirugía plástica y reparadora del Complejo Hospitalario de Navarra, servicio de radiología del Complejo hospitalario de Navarra y la empresa Podoactiva S.L. En cada uno de estos departamentos, se llevan a cabo las diferentes partes del proyecto. El servicio de cirugía plástica se encargó

de la recepción de la paciente, realización de la cirugía y posteriores curas, así como del seguimiento clínico. El servicio de radiología se encargó de la toma de las imágenes de resonancia magnética y la valoración del resultado de la reconstrucción del pie. La empresa Podoactiva se encargó del análisis estático y dinámico del pie así como de la realización de las plantillas personalizadas. El Departamento de Ingeniería Mecánicas se encargó de la supervisión de la reconstrucción tridimensional de las imágenes obtenidas, fusión de las mismas y simulación computacional mediante elementos finitos de la reconstrucción virtual del pie.

En este momento me encuentro trabajando en el servicio de cirugía plástica y reparadora del Complejo Hospitalario de Navarra, donde fue atendida la paciente, una vez realizada la reconstrucción del pie, se le plantea a la paciente la posibilidad de participar en este proyecto, aceptando ella de forma voluntaria.

En un primer momento se plantea las siguientes bases, que después serán ligeramente modificadas para adaptarlas a los problemas que han ido surgiendo:

#### **Ritmo de vida progresivo:**

“Deberá desarrollar un ritmo de vida progresivo, similar al que hubiese realizado si no hubiera participado en el estudio.”

La paciente permaneció encamada, en descarga, con la pierna elevada aproximadamente 1.5 meses tras realizar el colgajo de dorsal ancho. Una vez que se observó buena viabilidad del colgajo, se comenzó con rehabilitación pasiva en la propia cama para fortalecimiento de las EEII. Después un apoyo progresivo con muletas y al cabo de los 4 meses ya pudo apoyar sin muletas y con fuerza suficiente para caminar durante trayectos cortos. Tras 9 meses, camina con ayuda de una muleta para desplazamientos largos y en el domicilio no requiere ayuda.

En el transcurso ha sufrido varios procesos infecciosos, que han requerido el tratamiento antibiótico y el reposo sin apoyo. Durante este tiempo ha estado utilizando una silla de ruedas o muletas para no sobrecargar el pie y ha permanecido de baja laboral.

#### **Controles:**

“Se realizarán controles con resonancia magnética, análisis del apoyo y fotografías para el proyecto, además de los que se consideren necesarios clínicamente.”

En principio los controles se planificaron teniendo en cuenta un teórico proceso de evolución óptimo. El accidente se produjo en octubre de 2009 y transcurrió un tiempo hasta que se pudo intervenir quirúrgicamente sobre un lecho aceptable por tanto el arranque de este estudio es a finales de noviembre de 2009, momento en el que se realiza la cirugía reconstructiva. Se programan los siguientes controles:

- 1º. Control al 1.5 mes postoperatorios (enero de 2010) cuando la cicatrización de los tejidos del colgajo de dorsal ancho ya es aceptable, y aunque todavía no puede caminar, ya se puede poner de pie para realizar las mediciones.
- 2º. Control a los 5 meses postoperatorios (mayo de 2010): cuando pasa del apoyo pasivo con ayuda de muletas al activo, siendo ya capaz de sostenerse sin ayuda, y dar algunos pasos con ayuda.
- 3º. Control a los 9 meses postoperatorios (septiembre de 2010): cuando la marcha ya sea espontánea sin ayudas.

Se encontraron problemas ya que en la fecha de la 2º toma de datos tuvo un proceso infeccioso que impidió la realización de las pruebas de apoyo, además impidió el comienzo del uso de la plantilla correctora. La fecha de la 3º toma de datos es posterior al depósito de dicho proyecto con lo cual no se incluirán los resultados de la misma.

### **Pruebas de imagen:**

“Se realizarán pruebas de imagen en cada control mediante cortes coronales, sagitales y longitudinales de resonancia magnética potenciadas en T1 y T2.”

Se elige la Resonancia Magnética ya que lo que se va a analizar es la evolución de los tejidos blandos. La parte ósea sólo sufrió la fractura del 5º metatarsiano del pie derecho, que consolidó correctamente sin secuelas. El resto de estructuras óseas, no sufrieron alteraciones, con lo que se pueden considerar normales (la no modificación de la parte ósea se comprobó mediante la realización de una TC helicoidal con ventana de hueso).

La captación de las imágenes se realizó en el servicio de radiodiagnóstico del Complejo Hospitalario de Navarra, con la supervisión de la Dra. Ainhoa Ovelar Ferrero, médico adjunto de dicho departamento, que colaboró tanto en la elección de los cortes con mejores características como en la valoración de algunas estructuras que eran dudosas.

### **Pruebas de carga y marcha:**

“Se realizarán pruebas estáticas y dinámicas de carga y/o marcha, dependiendo del estado evolutivo.”

La realización de estas mediciones, se llevó a cabo con la colaboración de Víctor Alfaro Santafé, en las instalaciones que la empresa Podoactiva S.L. tiene en el polígono tecnológico Walqa de Huesca. Esta empresa está dedicada al estudio y optimización de las capacidades de deportistas de alto rendimiento así como a la innovación y desarrollo de nuevos sistemas tanto de medición como terapéuticos.

Se decide a priori la programación de tres momentos de medición coincidiendo con la toma de las imágenes de resonancia magnética, con el objetivo de correlacionar los resultados obtenidos en ambas. La segunda toma de datos se suspendió porque la paciente presentaba un proceso infeccioso en ese momento.

La paciente acepta las condiciones y costea los gastos derivados del desplazamiento hasta Huesca.

### **Plantillas personalizadas:**

“Se realizarán plantillas diseñadas específicamente para la paciente.”

Como hemos referido anteriormente, uno de los mayores problemas que plantea la reconstrucción de la planta del pie, es que aunque los tejidos (piel, grasa, músculo y tejido conectivo) son similares a otras zonas del cuerpo, esta organización y proporción de los mismos, sólo se encuentra en las palmas de las manos y las plantas de los pies, con lo que cualquier tejido que les podamos aportar va a ser muy diferente como el que se aportó en la reconstrucción quirúrgica. Además debemos tener en cuenta que la planta del pie así como el tejido que pongamos va a soportar todo el peso del cuerpo y el roce con el calzado, y todo esto lo hace muy vulnerable.

La empresa Podoactiva, posee un sistema muy avanzado para la personalización y fabricación de plantillas y se ofreció voluntariamente a diseñar unas específicas para la paciente en estudio.

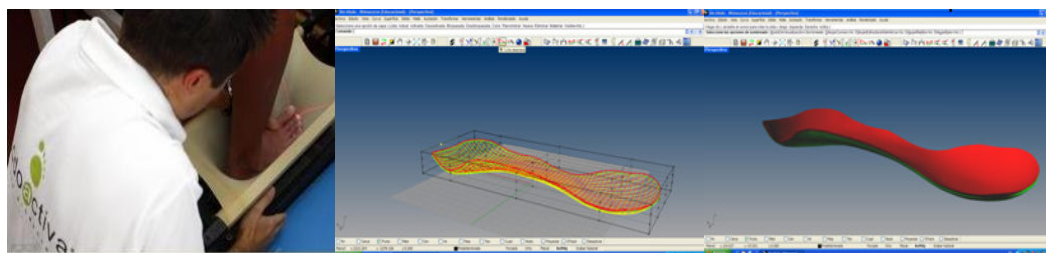


Figura 10: Escaneado de superficie plantar previo al diseño de la plantilla.



Para ello se realiza un escáner 3D de la superficie del pie como se observa en la figura 10. Hay que tener en cuenta que este pie tiene una forma cóncava, en lugar de convexa como se ve en el esquema de la figura 20, con lo cual la zona de apoyo está completamente modificada y este cambio morfológico hace que con los métodos clásicos de toma de huella con un cajetín con papel entintado o escayola no hubieran sido tan representativas.

Con la imagen volumétrica obtenida por escáner 3D, se toma un bloque de material compuesto exclusivo que fue desarrollado por el Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A) de la Universidad de Zaragoza, y se realiza un tallado robotizado del mismo para conseguir el negativo del pie y fabricar la plantilla que contacta con todos los puntos del pie, este material tiene mejores condiciones de elasticidad, amortiguación, velocidad de respuesta, durabilidad y espesor mínimo.



Figura11: Plantillas diseñadas específicamente para la paciente.

Se fabrican las plantillas que vemos en la figura 11 que son tanto para el pie sano como para el enfermo, con el objetivo de mejorar el apoyo, distribuir las cargas, mejorar la estabilidad y disminuir el rozamiento con la superficie interna del calzado.

#### **Seguimiento clínico:**

“La paciente será seguida clínicamente tanto por el servicio que la intervino, como por la autora de este proyecto”

Al margen del estudio, la paciente sigue con su tratamiento médico, a cargo del Dr. José Rey Vasalo, adjunto del servicio de cirugía plástica y reconstructiva del Complejo Hospitalario de Navarra. Se realizan las curas pertinentes, tratamiento de los procesos infecciosos, colocación de prendas de compresión, secuenciación del apoyo progresivo, coordinación de los diferentes departamentos y controles periódicos.

#### **Reconstrucción y simulación:**

“Las imágenes y datos obtenidas, se procesarán para obtener una reconstrucción virtual del pie y se compararán con las obtenidas experimentalmente.”

Las imágenes de RM y los datos de los apoyos plantares obtenidas, se procesarán con el software necesario para obtener una reconstrucción virtual del pie, diferenciando por grupos los tejidos originales de los trasplantados. Se realizará varias supuestos de carga teniendo en cuenta las características reales de la paciente sobre el modelo virtual para ver las tensiones y deformaciones.

## **2.3. Pruebas.**

### **2.3.1. Resonancia magnética**

La resonancia magnética (RM) es una prueba no invasiva, con alta sensibilidad y especificidad para caracterizar los tejidos blandos, y que nos permite ver claramente la diferenciación de los mismos e incluso el estado de inflamación. La sensibilidad en la



caracterización de los tejidos duros es menor. También pueden añadirse contrastes paramagnéticos como el gadolinio para aumentar la diferenciación entre los tejidos.

La RMN estudia los núcleos atómicos al alinearlos a un campo magnético constante para posteriormente perturbar este alineamiento con el uso de un campo magnético alterno, de orientación ortogonal. La resultante de esta perturbación es el fenómeno que explota las distintas técnicas de RMN. La base de estas técnicas es que los núcleos magnéticos, como el H pueden absorber energía procedente de un emisor de radiofrecuencia cuando se colocan en un campo magnético de una potencia específica. Cuando esa absorción ocurre, los núcleos se describen como estando *en resonancia* y cuando esta señal deja de emitirse, vuelven a su posición liberando cierta energía, que es captada por el aparato y transformada en imágenes. Diferentes núcleos atómicos dentro de una molécula resuenan a diferentes frecuencias de radio para la misma fuerza de campo magnética, diferenciándose así los diferentes tejidos.

En la Resonancia Magnética las imágenes se realizan mediante cortes no simultáneos en tres planos: axial, coronal y sagital, sin necesidad de que el paciente cambie su posición. Cada "corte" precisará de 2 a 15 minutos, por ello esta exploración puede tardar entre 30 y 60 minutos.



Figura 12: Aparato de resonancia magnética.

Al elegir la Resonancia Magnética nos encontramos con algunos problemas, porque por ejemplo la reconstrucción 3D se tiene que realizar de forma manual ya que con este aparato en cada toma, la captación se hace sólo en uno de los planos, al contrario que algunos aparatos de Tomografía Computarizada (TC) que realiza la composición automática en los tres planos, obteniendo simultáneamente los cortes en las 3 coordenadas. El tiempo necesario para tomar las imágenes mediante RM es mayor que mediante TC, pudiendo llegar a durar los estudios aproximadamente 1 hora, como consecuencia la ideal inmovilización de la paciente durante el estudio, no es perfecta y las imágenes en las diferentes secuencias pueden tener pequeñas oscilaciones. La cantidad de cortes necesaria para poder hacer una reconstrucción 3D fiel a la realidad, hace que sea necesaria más de una secuencia, es decir que no puedan realizarse todos los cortes del pie en una sola toma, sino que deba hacerse en dos secuencias y después mediante el procesamiento de las imágenes fusionarlas tomando como referencia puntos comunes que sabemos que han permanecido inmóviles hasta conseguir un modelo 3D válido.

La recogida de las imágenes se realiza con un aparato de resonancia nuclear magnética de General Electric, modelo Signe LX y MR/i 8.3, similar al de la figura 12, únicamente del pie derecho, con la paciente tumbada, pie en posición neutra y sin carga.

### 2.3.2. Análisis estático y dinámico

La planta del pie sufre la aplicación de importantes presiones influenciadas por muchos factores como la locomoción, la velocidad, etc., así como por parámetros relativos al sujeto, tales como el peso corporal, la edad, posibles patologías. El estudio de estas presiones posibilita la localización de las zonas que muestran los mayores valores y su cuantificación. Las zonas de talón y cabezas de los metatarsianos presentan las presiones más elevadas.

Durante la locomoción, las fuerzas que se aplican sobre el zapato, que actúa como interfaz entre la persona y la superficie del suelo, corresponden al peso corporal y a la fuerza ejercida por los músculos, que es transmitida a los huesos a través de los tendones. Las fuerzas de reacción, que son las registradas por las plataformas de fuerzas, son idénticas a las anteriores, pero en sentido contrario. El vector de la fuerza de reacción se suele descomponer en sus tres componentes ortogonales (vertical, anteroposterior y transversal). El estudio de estas fuerzas hace posible localizar zonas que muestra los valores más elevados de presión y, además, cuantificar estos valores.

Cuando los tejidos, por la causa que sea, dejan de tener una sensibilidad óptima, surge el problema de que aunque estén siendo agredidos (rozaduras, exceso de presión, deformidad, mal posición del pie) el organismo no es consciente de ello, no reacciona y no se corrige, con lo que el problema se perpetúa y se va agravando hasta que aparecen las llamadas úlceras neuropáticas, dañando tanto la piel como el tejido subyacente y que constituyen uno de los principales problemas clínicos del paciente diabético, con enfermedades neurológicas o con traumatismos que hayan seccionado los nervios de la zona como ocurre en la paciente de este estudio.

Se pueden distinguir dos tipos de esfuerzo mecánico: a) *fuerza aplicada* de forma vertical sobre la superficie plantar y b) *fuerza paralela* o de cizalla a la superficie plantar.

Mientras que “la fuerza vertical” es causa de heridas en los tejidos al comprimirlos de forma repetida, “las fuerzas de cizalla” provocan el deslizamiento de los tejidos profundos sobre los superficiales. La combinación de acciones de estas dos fuerzas puede provocar necrosis de los tejidos y ulceración

La mayoría de las veces, los problemas son multicausales, y aunque en la aparición de las úlceras por decúbito, la presión, es el principal causante no es el único. Por ello la solución no depende sólo de la redistribución y la disminución de la misma sino de un tratamiento global del enfermo. [7], [9].

Existen en el mercado diferentes sistemas de medida para valorar la distribución de la fuerza y cada uno tiene unas características en cuanto a sus capacidades y funcionalidad. Para este proyecto se utiliza el aparataje de la empresa Podoactiva SL.

### Plataforma de presión plantar

Sistema para el registro y análisis de distribución de presiones FottWork. como el que se muestra en la figura 13. Esta aplicación responde a la necesidad de conocer el comportamiento de las presiones en la planta del pie en condiciones estáticas y dinámicas. Permite realizar la visualización de las distintas gráficas de forma interactiva junto con la gráfica de fuerzas, permitiendo ver la evolución de la medida en el transcurso del tiempo.

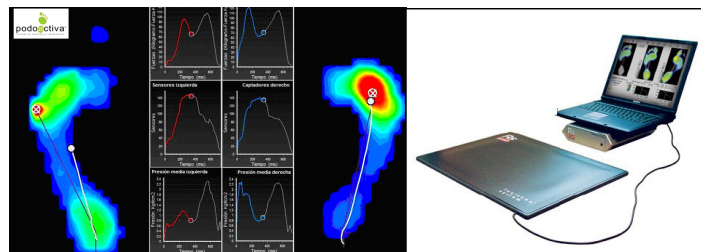


Figura 13: Derecha: Imagen de la medición de presiones. Izquierda: Plataforma presión plantar

Es una herramienta idónea para profundizar en el funcionamiento del pie normal y patológico, detectando alteraciones de la marcha compatibles o no con la patología del

paciente. Permite valorar esta marcha en condiciones basales, y también postesfuerzo, buscando detectar comportamientos no fisiológicos, o detectando una falta de repetibilidad.

### **Análisis de la marcha**

Es una aplicación para la valoración funcional de la capacidad de la marcha y análisis de regularidad. Consta de la plataforma dinamométrica NedScan/IBV, de dos barreras de fotocélulas para el registro de la velocidad y una aplicación informática para el registro y análisis de resultados. El sistema compara el estado funcional de la marcha de un paciente con el de la población normal y pone de relieve la posible existencia de una alteración funcional.

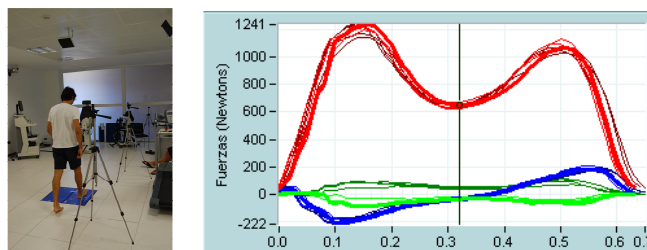


Figura 14: Análisis de la marcha y gráfica resultante.

La prueba es muy sencilla, el paciente camina por un pasillo de marcha como el que se muestra en la figura 14 repetidas veces y se registran los parámetros cinéticos y la velocidad de marcha cuando el paciente pisa sobre la plataforma y atraviesa las barreras de fotocélulas; de modo que se cuantifica el estado funcional del paciente en relación con la población normal de sus mismas características con los obtenidos de patrones de normalidad segmentados por edad, sexo, calzado y velocidad de marcha (base de datos del IBV). El sistema no proporciona un diagnóstico etiológico ni la localización anatómica precisa de una lesión, pero pone de relieve la deficiencia y determina la estrategia de compensación del paciente.

## **2.4. Procesado de las imágenes**

El complejo comportamiento mecánico del pie y la necesidad de obtener una simulación lo suficientemente buena como para que sea posible validarla con la experiencia real, hace que el modelado sea complicado, más todavía en este caso que no se parte de la normalidad de los libros anatómicos, sino de una reconstrucción quirúrgica única.

Partimos de las imágenes obtenidas mediante la Resonancia Magnética con formato DICOM. Dado que la RM no puede realizar simultáneamente los 3 cortes (axial, coronal y sagital), se generan 3 archivos: el primero de ellos comprende los cortes axiales de la mitad anterior, el segundo los cortes axiales de la mitad posterior y el tercero los cortes sagitales del pie completo. Estos tres bloques son introducidos y editados con el software MIMICS® 10.0. Los primeros modelos 3D se obtuvieron segmentando en MIMICS® 10.0 los diferentes tejidos de este estudio, generando tres bloques tridimensionales que no pueden ser fusionados con el propio programa, por ello se generan las máscaras 3D independientemente y son exportadas por separado para fusionarlas con el software ENVIROMENT® 10.0. Al realizar la fusión de las tres máscaras tridimensionales se encontró el problema de que durante la exploración de resonancia magnética el pie había modificado ligeramente su posición en los ejes de coordenadas durante la toma de las imágenes, probablemente debido a

la duración del proceso. Para conseguir una reconstrucción de la geometría del pie lo suficientemente precisa, se ajustó el eje axial del antepié con respecto al retropié y se solaparon ambas sobre la imagen axial, hasta conseguir una buena reconstrucción 3D. Una vez conseguida una reconstrucción 3D se exporta al programa de elementos finitos ABAQUS® para su posterior tratamiento y cálculo.

## 2.5. Reconstrucción volumétrica

### Mimics ® 10.0

Para la reconstrucción volumétrica inicial se selecciona el software Mimics 10.0 porque permite introducir directamente las imágenes con formato DICOM procedentes de la resonancia magnética, como vemos en la figura 15.

La técnica de resonancia magnética optimiza la visión de partes blandas que es nuestro objeto a estudio, pero para conseguir una reconstrucción virtual fiel de los mismos hacen falta gran cantidad de cortes. La toma de cada uno de ellos, conlleva entre 30seg y 2 min., esto alarga mucho la exploración y la paciente aunque lo intente no puede permanecer completamente inmóvil. Esto implica dos consecuencias: la primera es que no podemos ver el pie completo en el eje axial en una sola secuencia y se generan 2 bloques de cortes (uno con la mitad anterior y otro con la mitad posterior), y la segunda que las diferentes secuencias no tienen exactamente el mismo eje de coordenadas.

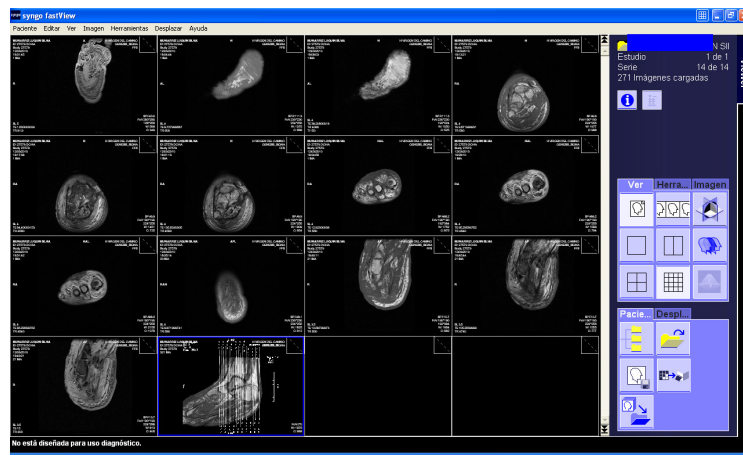


Figura 15: Imágenes de Resonancia Magnética.

Esto conllevó el problema de que hubo que procesar los grupos de imágenes por separado y después fusionarlas tomando puntos de referencia que sabemos que se mantenían invariantes en todas ellas.

Una vez importadas las imágenes a Mimics 10.0 se realiza la reconstrucción por separado de: un bloque de cortes axiales del antepié, un bloque de cortes axiales del retropié y un bloque de cortes sagitales del pie completo. Todos ellos potenciados en T2, es decir indicamos al software del aparato que la escala de grises comience con el blanco para marcar grasa y no agua (potenciado en T1) esto aumenta el resalte del componente graso. Los cortes se realizan paralelos a 5mm.

Se generan 5 materiales diferentes, que se mantienen a lo largo de todo el proyecto: hueso, conectivo, músculo, grasa y piel. Como podemos ver en la figura 16, para cada uno de estos materiales se dan valores en la escala de grises y se revisa manualmente cada uno de

ellos para verificar la correcta diferenciación entre los mismos. En nuestro caso, el material “**hueso**” a priori se mantendrá invariable, ya que a penas sufrió durante el traumatismo. El material “**músculo**” y el material “**grasa**” proceden íntegramente de la espalda (dorsal ancho), y son los que más nos interesan porque en principio son los que más modificaciones sufrirán a lo largo del tiempo. El material “**piel**” recubre todo el volumen del pie y procede tanto de la espalda, de injertos laminares de piel parcial, como de la propia piel del pie por eso existen diferencias en el grosor de la misma en función de dónde la observemos. El material “**conectivo**” engloba todos los tejidos blandos propios del pie como músculos, fascias, arterias, venas, nervios, tendones etc.

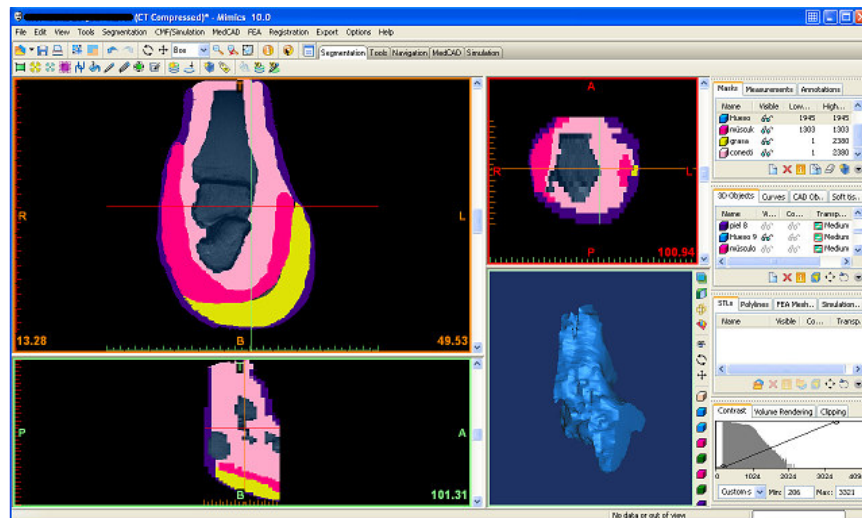


Figura 16: Procesado en Mimics 10.0

Una vez terminada la selección de los diferentes tejidos en las imágenes de los cortes de RM, se generan los volúmenes de los mismos, observándose buena integración de los unos con los otros. Se generan las máscaras 3D y se procede a la exportación de las mismas para realizar la fusión de los bloques (antepié, retropié y sagital) con el fin de conseguir un solo volumen que abarque todo el pie.

### Enviroment ® 10.0

En nuestro caso, elegimos el software Enviroment 10.0, porque permite tanto la fusión como el mallado del pie. Como podemos ver en la figura 17.

Como he comentado en el bloque anterior, se importan las máscaras tridimensionales de los materiales y no el volumen en si mismo, ya que esto hace que sea más sencilla la fusión de los mismos. En este momento nos encontramos con el problema de que debido a que la paciente se movió ligeramente durante la exploración, los ejes de coordenadas de los tres bloques no coinciden exactamente. Aunque esto ocurra el pie no deja de ser el mismo, y por tanto las estructuras que son reconocibles en un corte, también deberían serlo en cualquier otro. Así, tomamos como referencia la parte ósea, que es mucho más rígida que el resto de los tejidos y por tanto es la que menos se va a modificar, ya que la paciente durante toda la exploración permaneció en descarga. Primero tomamos la máscara de volumen de la reconstrucción sagital para tener una referencia a lo largo de todo el pie, y sobre ésta fusionamos la obtenida del antepié hasta hacerlas coincidir en la mayoría de puntos. Del mismo modo hacemos con la del retropié. Una vez fusionadas las tres máscaras, indicamos al

programa que debe colocar el resto de máscaras de los volúmenes de los diferentes materiales que hemos realizado, teniendo en cuenta la orientación de la parte de hueso. Con esto conseguimos fusionar los tres bloques separados que nos había proporcionado la resonancia magnética.

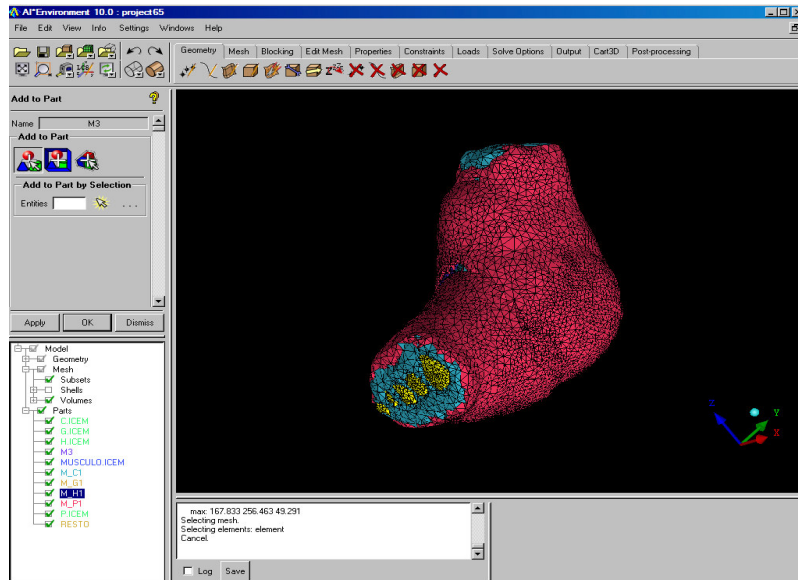


Figura 17: Procesado en Enviroment10.0

Una vez que tenemos el pie completo, se realiza una eliminación de los elementos discordantes no pertenecientes a ninguno de los grupos anteriores. Después se procede al alisado de la superficie y a la reducción del número de elementos resultantes para facilitar el posterior cálculo.

Tras realizar todos estos procesos, se obtiene una reconstrucción virtual bastante aproximada a la realidad, que ya está preparada para realizar cálculos sobre ella.

### Abaqus/CAE ® 6.9-1

Los listados de nodos y de elementos finitos en formato .inp procedentes de Enviroment, son introducidos en el programa Abaqus con el que realizaremos las simulaciones computacionales en elementos finitos de las diferentes situaciones.

En Abaqus definimos de nuevo los grupos: hueso, conectivo, músculo, grasa y piel y les damos características teniendo en cuenta experiencias previas de otros investigadores. Definimos las características de los materiales según la siguiente tabla 1

	Hueso	Conectivo	Músculo	Grasa	Piel
Comportamiento	Sólido rígido	Elástico lineal	Elástico lineal	Elástico lineal	Elástico lineal
Módulo de Young E (MPa)	- (17000)	7	4	2	6
Ceficiente de Poisson $\nu$	- (0.3)	0.4	0.4	0.4	0.4

Tabla 1: Características de los materiales.



Aplicamos las características de los materiales y asociamos cada uno de ellos a un color, quedando un aspecto similar al observado en la figura 18.

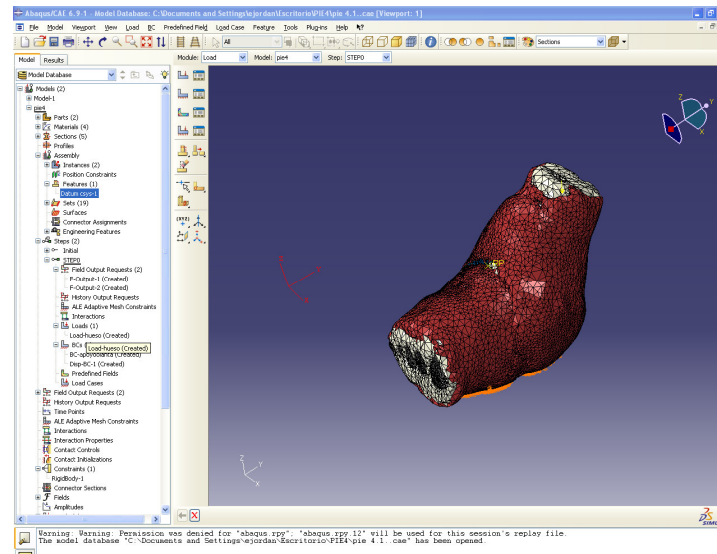


Figura 18: Procesado en Abaqus 6.9-1

Una vez realizado lo anterior, seleccionamos las condiciones de contorno que tendrá el modelo, que serían las que tendría el pie en condiciones reales de carga. La primera es determinar un plano contra el que se apoye el pie y la segunda será definir la superficie del pie que va a entrar en contacto con el suelo.

Para definir el plano de contacto que simularía el suelo, tomamos el punto más sobresaliente de la superficie de la planta del pie, este plano se tiene la característica de ser indeformable y comportarse como superficie maestra.

Para definir la superficie del pie que va a contactar con el suelo, se seleccionan manualmente una serie de puntos con forma ovalada en la zona central de la planta del pie, teniendo en cuenta la posible huella que dejaría la paciente al pisar y esta zona de contacto se observa en la figura 19, a la izquierda en una visión plantar y a la derecha en una visión lateral. Esta zona de contacto tiene la característica de poder deformarse y se comporta como esclava.

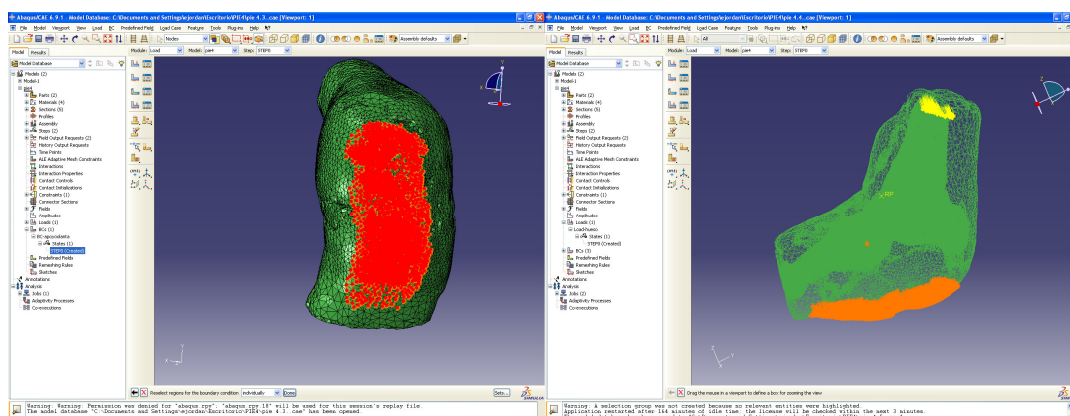


Figura 19: Imágenes en Abaqus 10.0 de las condiciones de contorno y las cargas.

Para definir la carga a la que someteremos la simulación computacional, en primer lugar definimos la zona sobre la que la vamos a aplicar. Seleccionamos que la carga sea a través del hueso, igual que ocurre en la vida real, así generamos un grupo de nodos en la sección más superior de la tibia y determinamos que sobre esos puntos se ejerza fuerzas concentradas.

## 2.6. Simulación computacional

La otra parte de la que consta el proyecto es de la simulación computacional en un modelo de elementos finitos de los tejidos posteriormente a la reconstrucción quirúrgica, con el modelo 3D reconstruido a partir de las imágenes de resonancia magnética.

Como se muestra en la figura 20 se generan los 5 tejidos para trabajar con ellos.

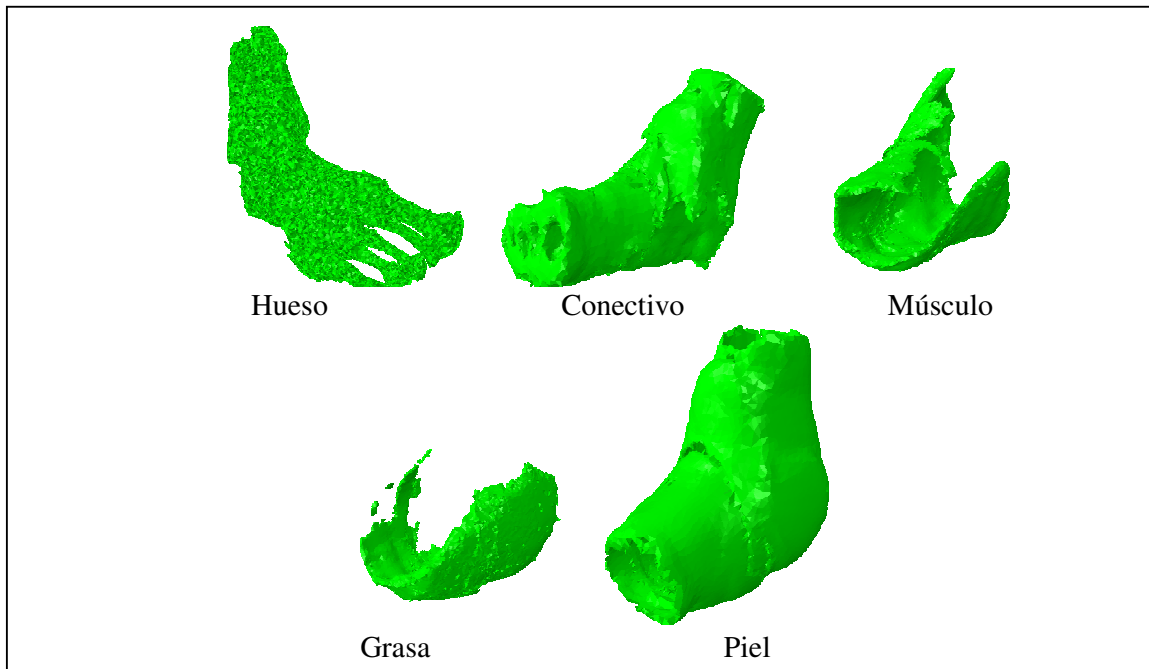


Figura 20: Reconstrucción 3D de los tejidos.

Para determinar las cargas que debemos colocar, basándonos en estudio anteriores y sabiendo que la paciente pesa 62kg, si tomamos el supuesto que durante la marcha la componente axial que soporta el talón es alrededor de 4 veces el peso corporal, obtenemos que soporta unos 250 N, que son descompuestos para hacerlos coincidir con el eje de la tibia (que no es totalmente vertical) y que se distribuyen uniformemente sobre los nodos de dicho grupo. [11]

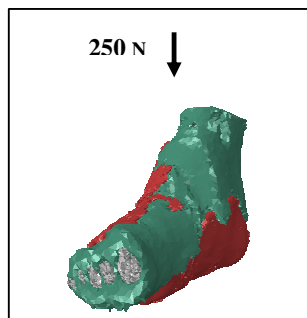


Figura 21: Carga de 250 N orientada hacia la tibia.



Dado que los cálculos que se deben realizar son costosos computacionalmente, se ejecutan en Abaqus 6.9-1 pero a través del cluster Hermes del Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A) de la Universidad de Zaragoza.

### 3. Evaluación de los resultados

Los resultados que hemos ido obteniendo a lo largo de todo el proceso, se han dividido en tres grupos. Por una parte los resultantes de la interpretación de los datos de las plataformas de carga y presión, por otra, los obtenidos de la simulación computacional en elementos finitos y en tercer lugar la evolución clínica de la paciente. Todo ello nos hace tener una idea global del caso.

En el transcurso de la realización de este proyecto, la paciente sufrió varios procesos inflamatorios-infecciosos que conllevaron la modificación de los planes previos.

#### 3.1. Interpretación de los datos de las plataformas de carga y presión

Los datos que se presentan a continuación están realizados en las instalaciones de Podoactiva SL en el mes de enero de 2010, y son los correspondientes a 1.5 meses posteriores a la reconstrucción, también corresponden a esta fecha las imágenes, la reconstrucción 3D y la simulación de la misma.

En nuestra vida normal nos encontramos básicamente con 3 situaciones mecánicas del pie: que estemos reposo, sin soportar carga alguna, que estemos de pie sin caminar (en carga estática) o que estemos caminando (carga dinámica). De estos 3 supuestos, el primero no lo tenemos en cuenta, ya que no vamos a encontrar diferencias entre el pie sano y el enfermo. Tanto para el segundo como para el tercer supuesto, hemos realizado las siguientes pruebas con el fin de comparar ambos pies entre sí, el comportamiento de cada uno de ellos en estática y en dinámica y su dinámica con la que podría tener una persona con ambos pies sanos.

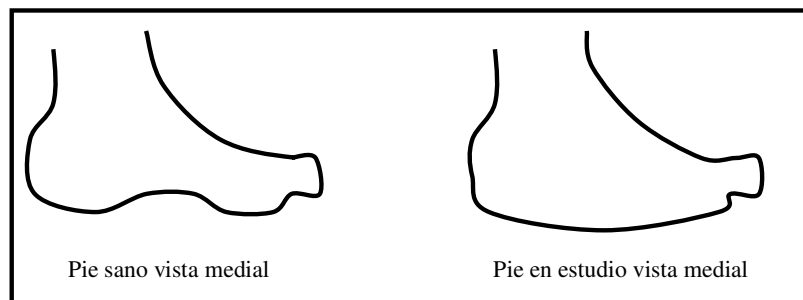


Figura: 22 Esquema comparativo de la vista medial.

Como podemos ver en la figura 22 este primer esquema nos da una idea global del problema y es que tras la reconstrucción hemos conseguido una buena cobertura de los tejidos del pie, que evita que la necrosis progrese, pero hemos modificado la forma de la planta del pie, y esto nos implica un problema mecánico ya que la forma de apoyar se modifica. Si miramos un pie cuando está apoyando en el suelo, vemos que en esquema un pie sano tiene en estática dos puntos de apoyo el talón y el antepié, y en dinámica tiene los dos anteriores y además los dedos. Sin embargo, en nuestro caso, tras la reconstrucción nos



<b>ESTÁTICO</b>	Pie derecho		Pie izquierdo		Total
Presión media(Kpa)	13.92		28.24		42.16
Presión máxima (Kpa)	34.84		135.98		170.82
Superficie total(cm2)	85.26		96.60		181.86
Tiempo de carga (%)	30	Antepié 26.12	70	Antepié 22.08	48.2
		Retropié 3.76		Retropié 48.04	51.08
Distancia al centro de equilibrio (cm.)	14.67		6.25		
Dimensiones centros de equilibrio (cm.)	1.033x0.295		1.564x0.4		
Superficie centro de equilibrio (cm2)	0.239		0.491		
Carga (KPa/cm2)					

Tabla 2: Análisis estático.

Si comparamos la presión media podemos ver que es más alta en el pie sano siendo esta prácticamente el doble. Del mismo modo si comparamos la presión máxima vemos que en el pie sano es unas 4 veces mayor, esto hace ver, que cuando la paciente está de pie sin apoyos, carga principalmente sobre el pie sano, esta sobrecarga también puede influir negativamente y producir molestias en el pie sano.

La superficie total de apoyo en valores absolutos de ambos pies es similar aunque como podemos ver gráficamente la forma de la huella de ambos pies no tiene nada que ver, mientras el pie sano conserva una forma habitual, sin apoyo de los dedos, el pie enfermo tiene una forma ovalada que no permite la transición de las diferentes posiciones durante la marcha.

Si observamos el tiempo que permanece cargada cada una de las partes (antepié y retropié) observamos que el pie izquierdo, que es el sano, soporta la carga durante el 70% del tiempo y el enfermo únicamente el 30% del tiempo. Si comparamos el apoyo en ambos antepiés en conjunto, vemos que es similar la carga que soportan, así que la descompensación en el cómputo global se produce principalmente porque el apoyo del retropié está muy desproporcionada (derecho 3.76 izquierdo 48.04) unas 12 veces más. Esta diferencia entre la carga de ambos pies, así como de la diferencia entre el ante y el retropié hace que el pie enfermo (derecho) oscile y que en consecuencia la paciente esté inestable.

Si nos fijamos en el centro de equilibrio, se tomaron 2 tipos de mediciones, una referida al posicionamiento del centro de equilibrio en cada uno de los pies de forma separada y después al centro de equilibrio del propio cuerpo. De lo anterior se deriva que si observamos las cifras referentes al centro de equilibrio del cuerpo veamos que la distancia al mismo es de 6.25cm en el pie izquierdo y de 14.67cm en el pie derecho, esto nos hace ver que no está centrado, y que para mantener una estabilidad aceptable tiene que sobrecargar su peso sobre el pie izquierdo.

En la figura 24 podemos ver que si tomamos el centro de equilibrio de la paciente durante los 4 segundos que tarda la toma de datos, este va cambiando su posición

(representados como puntos azules), y dibujando diferentes trayectorias (líneas negras discontinuas). Con todos estos datos, el software del aparato, hace una interpolación de los puntos y obtenemos el centro de equilibrio del cuerpo. Si observamos éste, vemos gráficamente que está desplazado hacia la izquierda y hacia el retropié, datos que se correlacionan con los anteriormente observados.

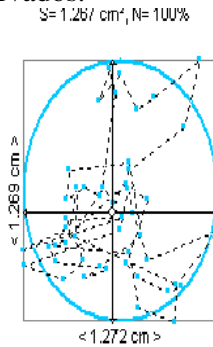


Figura 24: Detalle del centro de equilibrio corporal.

Si observamos el centro de equilibrio de cada pie por separado, podemos ver que el del pie izquierdo es de mayor tamaño que el del pie derecho y que los puntos del mismo se encuentran más agrupados.

### Análisis dinámico

Para el análisis dinámico se utiliza la misma plataforma que se empleó en el análisis estático, pero en este caso se pide a la paciente que dé una serie de pasos de forma natural para adecuarse a la misma y que después haga coincidir uno de los pasos con un apoyo completo y centrado en la plataforma, de tal forma que el aparato pueda registrar todas las fases del paso para procesarlas. Se realiza de forma alternante primero con el pie sano y después con el enfermo, tal y como se muestra en la siguiente figura.

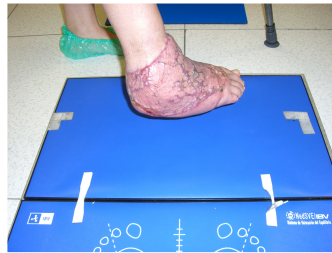


Figura 25: Toma de datos del análisis dinámico.

A continuación se muestran los datos obtenidos en el registro. Hay que recordar que en el momento de esta primera toma de datos, la paciente llevaba poco tiempo desde que comenzase a apoyar el pie.

Las imágenes que se muestran a continuación en la figura 25 son en realidad una síntesis, ya que la toma es un video donde se observa la dinámica del apoyo de talón, apoyo completo y el despegue con el antepié de cada pie por separado. Las 2 imágenes que se muestran, se diferencian en que la 1ª nos muestra la huella completa con la síntesis de la trayectoria del pie durante el paso (línea negra gruesa continua) y en la 2ª además se muestran las diferentes trayectorias. Al igual que en las imágenes del análisis estático el

círculo blanco representa el centro de equilibrio en cada pie en el momento del apoyo del mismo, y el círculo negro con un aspa dentro muestra el punto de máxima presión.

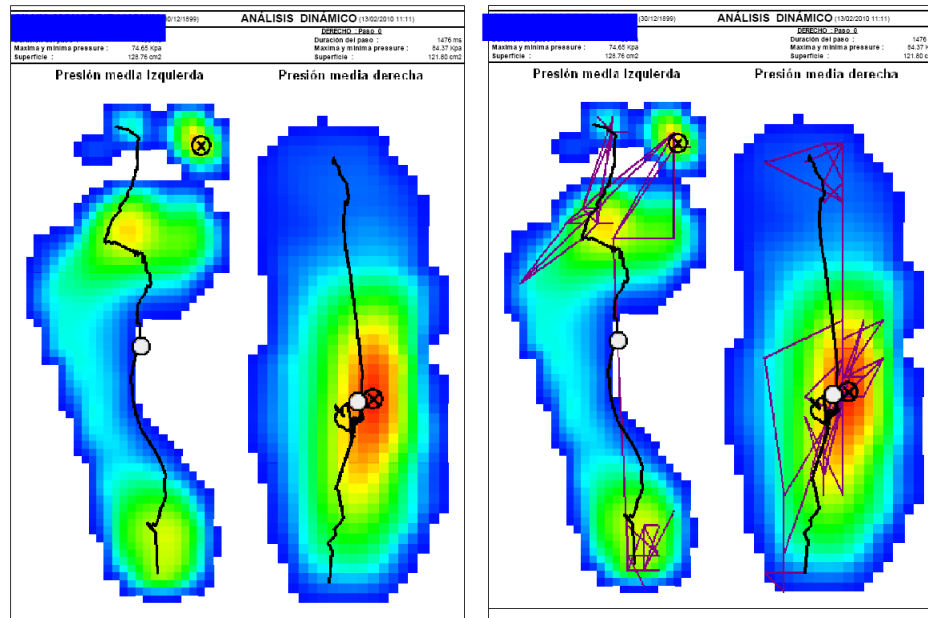


Figura 26: Imagen del estudio dinámico de ambos pies.

La imagen anterior muestra también una gradación de colores que se correlaciona con la presión máxima que soportan, y que va desde el azul para las bajas presiones, verde para las medias y rojo para las altas presiones.

A continuación en la tabla 2 se muestran los datos relativos a la comparación del análisis dinámico.

DINÁMICO	Pie derecho	Pie izquierdo	Total
Duración del paso (ms)	1476	1400	
Presión máxima (Kpa)	84.37	74.65	159.02
Superficie total(cm2)	121.80	128.76	250.56

Tabla 3: Análisis dinámico.

En la realización de esta prueba a diferencia de la anterior el tiempo es variable, lo fija la paciente dependiendo de su comodidad para dar el paso.

Si comparamos la velocidad de ambos, vemos que son similares, es decir que aparentemente no tiene mayor dificultad con un pie que con el otro. Así el tiempo de apoyo no perjudica al pie enfermo con sobrecarga de tiempo en los pasos.

La presión máxima en valor numérico está bastante próxima entre ambos, aunque no la distribución de la misma, ya que en el pie sano oscila de su posición de reposo y en el pie enfermo vemos que no modifica su dinámica y que presenta el mismo tipo de apoyo cuando realiza una marcha que cuando está en bipedestación sin moverse.

Si nos fijamos ahora en la superficie total, vemos que es similar en ambos pies, aunque como ya había comentado en el apartado anterior la forma de la superficie de apoyo es

diferente. El aumento de la misma en el pie sano, se debe fundamentalmente a la contribución del apoyo de los dedos durante la marcha. Sin embargo, si nos fijamos en el pie enfermo los dedos no apoyan en ningún momento y el aumento de la superficie es a expensas del aumento del óvalo de contacto con el suelo.

A continuación se muestra la tabla 3 comparativa de ambos pies tanto en estática como en dinámica así como de la comparativa del sumatorio de ambas con respecto a la presión máxima y la superficie total de apoyo.

	Pie derecho		Pie izquierdo		Total	
	Estática	Dinámica	Estática	Dinámica	Estática	Dinámica
Presión máxima (KPa)	34.84	84.37	135.98	74.65	128.76	159.02
Superficie total (cm2)	85.26	121.80	96.60	128.76	181.86	250.56

Tabla 4: Comparativa de análisis estático y dinámico.

Viendo la tabla, podemos darnos cuenta de que si comparamos los valores de presión máxima (Kpa) del pie enfermo, estos aumentan más del doble desde los 34.84KPa hasta los 84.37KPa y sin embargo en el pie sano disminuyen a la mitad desde los 135.98 a los 74.65KPa, con esto podemos ver que cuando la paciente camine las presiones van a aumentar mucho en el pie enfermo, así que debe hacerlo con moderación al menos en este momento. Si miramos ambos pies en conjunto la presión es similar, pero como he comentado anteriormente, esto no debe llevarnos a error, ya que es el pie enfermo el que sale más perjudicado.

Si nos fijamos en la superficie total de apoyo, vemos que ambos pies aumentan su superficie de apoyo, ya que está va cambiando a lo largo de todo el paso y es el sumatorio de todas ellas la que se tiene en cuenta. Como ya he comentado anteriormente el aumento de la superficie en el pie sano se debe al nuevo apoyo de los dedos durante la marcha y en el pie enfermo al aumento de la compresión del colgajo, que al ser un tejido más blando de lo habitual se comprime y aumenta el óvalo de contacto. En global el aumento de la superficie de contacto es un comportamiento normal en cualquier persona que se estudie. Este aumento nos ayuda a ser más estables durante la marcha.

Si comparamos los centros de equilibrio (círculo blanco no relleno) de cada pie tanto en estática como en dinámica en las figuras 23 y 26 podemos ver que no se modifican demasiado, en el pie derecho permanece invariable y en el pie izquierdo se desplaza ligeramente hacia el antepié, pasando de la parte posterior del arco plantar hacia la parte anterior del mismo.

Si comparamos los puntos de máxima presión (círculo con aspa en el centro) en las figuras 23 y 26 vemos que mientras que en el pie sano (izquierdo) este punto se desplaza desde el talón en estática hasta el primer dedo en dinámica, que es una oscilación normal durante la marcha, en el pie enfermo (derecho) el punto de máxima presión permanece todo el tiempo en la misma posición, el centro del pie, que se corresponde con el punto más proyectado del colgajo. Esto hace que tanto en estática como en dinámica, siempre sea la misma zona la que recoge la presión. En el pie sano además de tener unos tejidos mejor adaptados y más resistentes, el punto de máxima carga va oscilando, lo que hace que no sean siempre los mismos tejidos los que estén comprimidos y puedan ir descansando alternativamente, sin embargo, el pie enfermo además de no tener una adaptación perfecta (piel gruesa y bien adherida a planos profundos), tiene que soportar la carga siempre en un

área demasiado pequeña. Esto puede provocar tal y como se ha comentado anteriormente dolor, despegamiento de los tejidos y úlceras entre otras consecuencias.

### 3.2. Interpretación de los resultados de la simulación computacional

Tras realizar los cálculos de la simulación de carga en elementos finitos, con el supuesto de 250N y las condiciones de contorno descritas anteriormente, obtenemos los siguientes resultados a cerca de las deformaciones y los desplazamientos en los tejidos mencionados.

Son tejidos biológicos, a los que hemos considerado con un comportamiento elástico lineal y unos valores Módulo de Young  $E$  (MPa) y Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ), determinados en la tabla 1. A continuación se muestran las imágenes de los resultados de los cálculos.

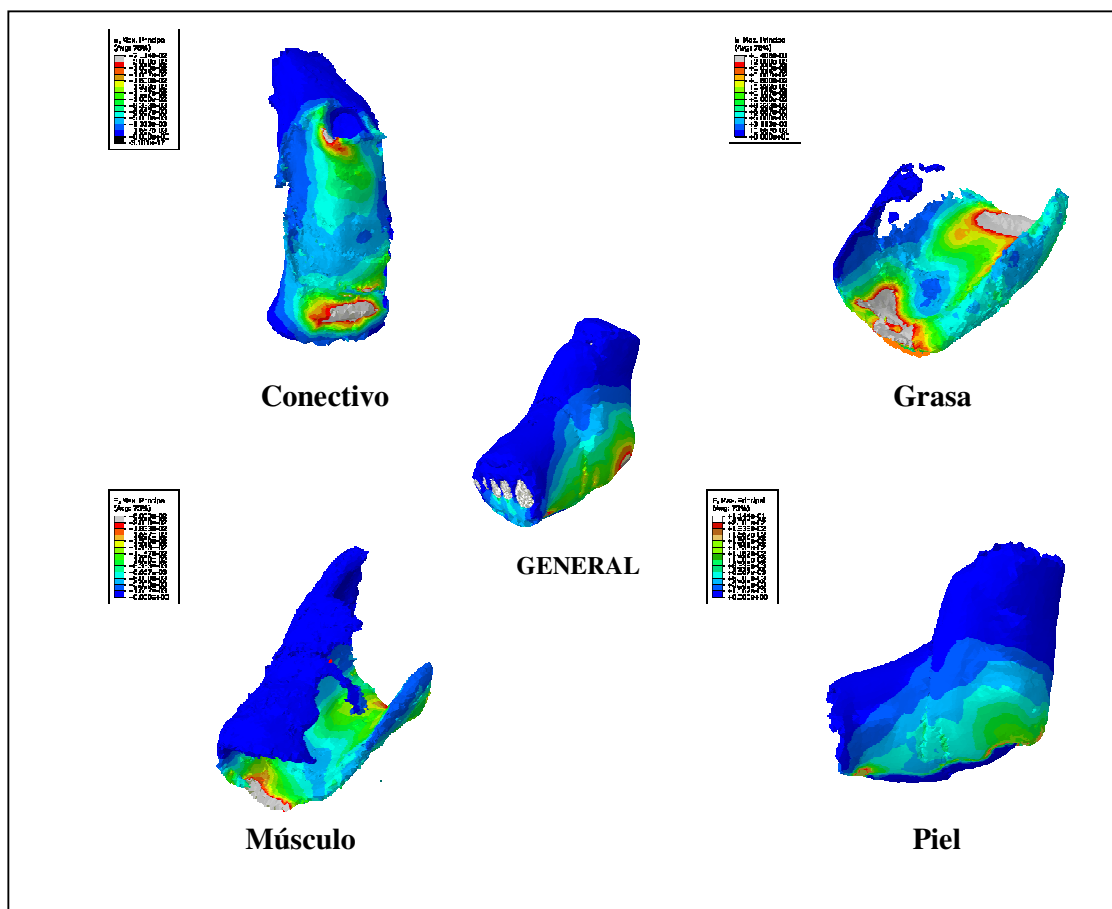


Figura 27: Imágenes de las deformaciones máximas principales.

Si observamos todas las imágenes de la figura 27, podemos ver que la mayoría de las deformaciones se encuentran en la parte inferior del pie, sobre la planta, encontrando dos zonas donde tiende a concentrarse, que corresponden a la zona distal de los metatarsianos y la zona del calcáneo, tal y como se esperaba que son las zonas óseas más prominentes. En el dorso del pie apenas se encuentran tensiones, por tanto esta zona es menos susceptible de

daño. Si tenemos en cuenta cuál es el tejido que mayor tracción sufre, el resultado es la grasa, con valores que se aproximan al 9%.

El otro parámetro que se ha valorado en la simulación computacional son las deformaciones mínimas principales, es decir las deformaciones ocurridas a compresión. Del mismo modo que en el apartado anterior, en la figura 28 se muestran las imágenes de los resultados de los cálculos.

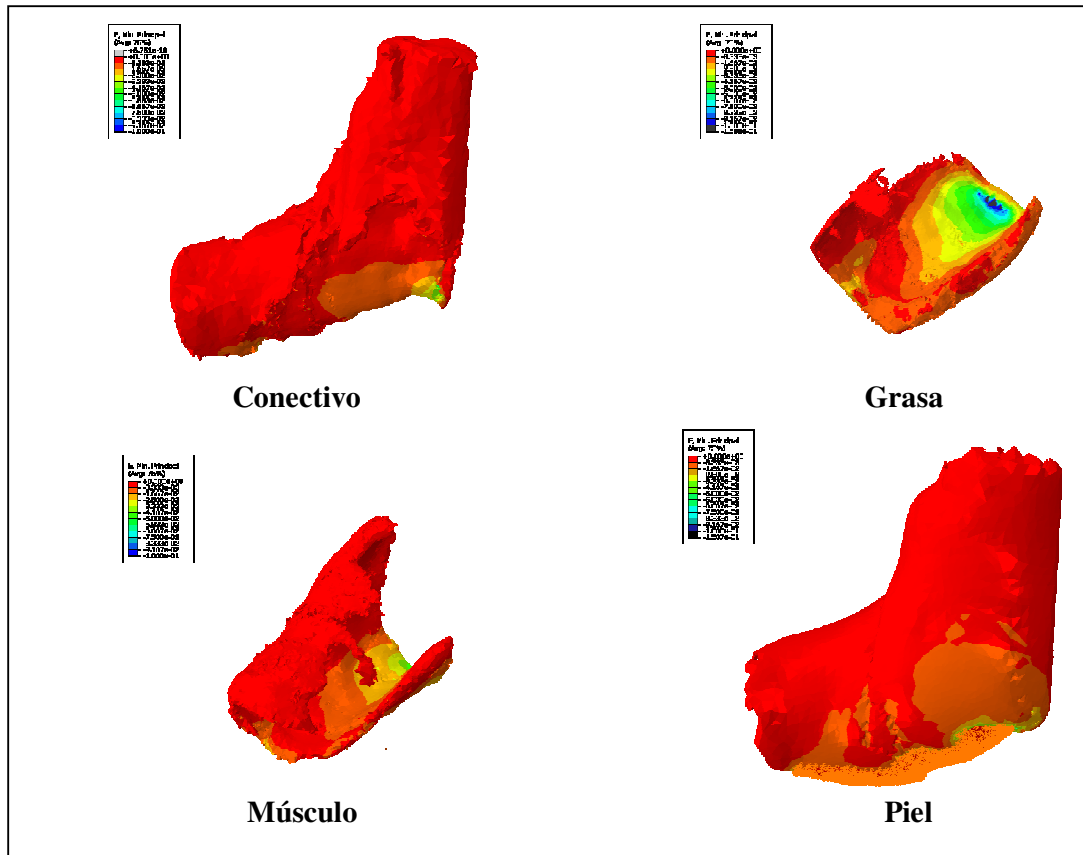


Figura 28: Imágenes de las deformaciones mínimas principales.

Si observamos los resultados del cálculo de las deformaciones mínimas principales, vemos que la zona que presenta mayor sufrimiento es el talón en todos los tejidos simulados, siendo la grasa de nuevo quien más deformaciones a causa de la compresión sufre.

El otro parámetro sobre el que se realizaron cálculos es el desplazamiento global de los tejidos, obteniendo un valor alrededor de los 3mm cuando se pasa de la posición sin carga a la posición con carga de 250N.

### 3.3. Evolución clínica

La evolución clínica de la paciente ha sido seguida desde las consultas externas del servicio de cirugía plástica del Complejo Hospitalario de Navarra, siendo controlada por el Dr. Rey y por la Dra. Jordán (autora de este proyecto)

Se han realizado controles periódicos que se han ido espaciando cada vez más, iniciándose con revisiones cada semana, después cada dos o tres semanas y ahora se está revisando cada dos meses.



Sufrió dos procesos inflamatorio infecciosos agudos, que se resolvieron con tratamiento antibiótico, antiinflamatorio y reposo de la extremidad. Uno de ellos ha influido en la realización del proyecto, ya que coincidió unos días antes del 2º registro de datos. El pie había mejorado bastante observándose clínicamente una buena adecuación de los tejidos, con disminución del dolor y mejor estabilidad, pero el proceso inflamatorio hizo que se perdiera todo lo ganado y en la toma de imágenes de la Resonancia Magnética se observaba unos tejidos similares e incluso más inflamados que en la toma de enero, con lo que la reconstrucción virtual en este momento no era representativa y se decidió no utilizarla, así que tampoco se hicieron registros en las plataformas de carga y fuerza.

Por lo demás la paciente realiza una vida tranquila, normalizada, en su domicilio sin requerir ayudas para su vida cotidiana. La reconstrucción del pie le ha permitido no depender de una prótesis externa, conservando casi toda la movilidad.

A continuación se muestran unas imágenes en las que se puede ver la evolución clínica de los tejidos. En la figura 29 se muestra el aspecto del pie en el postoperatorio inmediato, vemos que el colgajo es viable.



Figura 29: Vistas anterior, medial y plantar en el postoperatorio (noviembre 2009)

En la siguiente figura 30 vemos el aspecto de la reconstrucción tras un mes y medio de evolución, vemos que el colgajo se edematizó mucho, que es normal en este tipo de reconstrucciones. Este momento evolutivo es cuando se realiza la toma de imágenes de la resonancia y el análisis de apoyo.



Figura 30: Vistas anterior, lateral y plantar a los 1.5 meses de la reconstrucción (enero 2010)

En la siguiente figura 31 vemos el pie tras cinco meses y medio de la reconstrucción, donde podemos ver que va disminuyendo el volumen de los tejidos, pero el apoyo todavía está un poco dificultado.



Figura: 31: Vistas anterior, medial, lateral y plantar a los 5.5 meses de la reconstrucción (junio 2010)

Tras nueve meses de evolución vemos que la paciente se está recuperando bien, la cicatrización ha sido correcta y de momento se está manteniendo buena elasticidad de la piel, no tiene limitación para la flexión, la extensión y la rotación del tobillo, como vemos en la figura 31. El colgajo ha disminuido su volumen y el la planta se ha adaptado mucho mejor y sobresale menos por los laterales. Pero sigue sin tener el arco plantar necesario para una correcta dinámica de marcha.

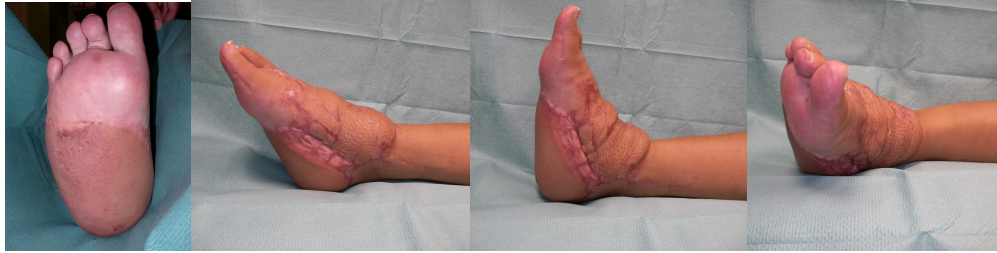


Figura 32: Vistas anterior, medial, lateral y plantar a los 9 meses de la reconstrucción (septiembre 2010)



Figura 33: Pie reconstruido en carga.

Así con las siguientes imágenes podemos ver que el aspecto del pie se ha ido normalizando y recuperando su función de apoyo y en este momento como vemos en la figura 31 ya puede cargar todo el peso del cuerpo sobre el pie reconstruido sin dolor y manteniendo un equilibrio adecuado.

Todavía le queda un camino para la recuperación completa pero la evolución en términos generales está siendo satisfactoria tanto para nosotros como para la paciente.

## 4. Conclusiones

En el ámbito clínico, desafortunadamente se emiten demasiadas conclusiones tras la simple observación visual del movimiento, y la sensibilidad y objetividad en la observación para discriminar el movimiento normal, anormal, empeorado, etc. depende demasiado del observador, pudiendo llevar a errores involuntarios o no darse cuenta a tiempo de problemas.

En el ámbito clínico la sobrecarga asistencial y la falta o desconocimiento de los medios a nuestro alcance, hace que el paciente no se beneficie de todas las opciones posibles.

En este caso una paciente tratada en el servicio donde trabajo, voluntariamente aceptó participar en este estudio, con la premisa de no empeorar el pronóstico.

Este análisis valora y cuantifica de manera objetiva mediante el análisis de múltiples factores en la curva generada la evolución clínica. Así se objetiva la evolución de los tejidos blandos a través de su monitorización con Resonancia Magnética, la evolución del apoyo y la

marcha mediante el análisis estático y dinámico, registrando tiempo de pisada, presión soportada (tanto media como máxima), área de contacto, etc. Todo esto nos permitirá una evaluación más objetiva de la evolución de la paciente.

Además se introduce una simulación en 3D del pie reconstruido quirúrgicamente para poder hacer en primer lugar una simulación de las condiciones de carga similares a las que la paciente tuvo en el registro de datos en las plataformas de carga y ver si el modelo es válido, y en tal caso, la opción de poder hacer todas las cirugías virtuales posibles hasta conseguir la forma óptima de los tejidos trasplantados, para después llevarlos a cabo y conseguir a priori el mejor resultado clínico posible.

Cuando comenzó el proyecto se plantearon unas fechas teniendo en cuenta una evolución óptima de la paciente, pero como suele ocurrir en la vida real, no todo sale como se planea, así la paciente sufrió varios procesos infecciosos que han retrasado el proceso de curación. Como se ha comentado anteriormente, uno de ellos coincidió con la 2º toma de datos. El pie se inflamó mucho y toda la mejoría que se había conseguido durante varios meses, no era visible en ese momento. Se realizó la resonancia magnética, donde se observaban los tejidos muy inflamados, similar al 1º registro y además la paciente no podía apoyar el pie, por todo ello se decidió no realizar el 2º registro de apoyo y marcha ya que los resultados no iban a ser relevantes.

Por razones de tiempo, la 3ª toma de datos y la comparativa con los resultados anteriores va a ser realizada en septiembre con lo que ya no da tiempo de incluirla en este trabajo.

Trabajar con servicios, empresas y departamentos, diferentes a los que uno está habituado puede ser al principio costoso, pero a la larga es un aprendizaje que no podría hacerse de otro modo. Enfrentarse a problemas e intentarles buscar una solución que ni siquiera sabemos si existe o si es posible es un reto que a veces no lleva a ningún sitio, pero otras puede ser el comienzo de una nueva línea.

## 5. Líneas futuras

El efecto acumulativo de presión de bajo nivel no se ha tenido en cuenta ni se ha evaluado suficientemente, principalmente debido a que la mayoría de los dispositivos de medida de presión funcionan con precisión únicamente durante unas horas. En este proyecto se ha utilizado medición en laboratorio y durante corto periodo de tiempo. Sería recomendable ver la evolución a lo largo de más tiempo y en medios más habituales para los pacientes, para poder tener resultados todavía más próximos a la realidad.

Mientras que “la fuerza vertical” es causa de heridas en los tejidos al comprimirlos de forma repetida e impedir la llegada de sangre a esas zonas, “las fuerzas de cizalla” provocan el deslizamiento de los tejidos profundos sobre los superficiales. La combinación de acciones de estas dos fuerzas puede provocar necrosis de los tejidos y ulceración. La correcta medición de ambos, contribuirá a la comprensión necesaria de uno de los orígenes de las úlceras. Esto es algo que todavía no está probado, ya que no existen buenos modelos para la prevención y curación de las úlceras, así como del comportamiento de la piel y los tejidos bajo presión normal y de cizalla.

Comercialmente todavía no se dispone de dispositivos para medir la presión normal y de cizalla de forma simultánea, uno de los problemas clínicos que suele tener la reconstrucción de la planta del pie es que originalmente la unión ósea con la piel se hace a través de fuertes trabéculas fibrosas que después de una reconstrucción no existen y puede dar problemas de cizallamiento a largo plazo en los tejidos trasplantados. Esto de forma

clínica en este caso se ha intentado solucionar mediante la colocación de dispositivos Mitec<sup>®</sup>, que son unos pequeños anclajes que se clavan en el hueso a los que están unidos unos puntos de sutura que se unen al colgajo para disminuir su movilización. Pero el problema es que en este momento la valoración de esta teórica disminución del cizallamiento sólo podemos valorarla con las sensaciones que la paciente nos cuenta y esta observación es muy inespecífica. Sería necesario diseñar sistemas que nos permitiesen medir la componente axial además o simultáneamente con la componente de cizalladura para poder corregir los problemas antes de que los veamos clínicamente y las consecuencias ya sean irreversibles.

La podobarografía todavía tiene limitaciones ya que sólo se usa a nivel experimental con pacientes seleccionados y es poco accesible en la clínica habitual. Aunque el análisis de presiones plantares ofrece una valiosa información al profesional, la realidad es que la mayor parte de los sistemas actuales presentan limitaciones en la durabilidad del sistema físico (fatiga de los sensores), exceso de información ofrecida y falta de información completa sobre el paciente en la vida diaria. Sería necesario conseguir mejores sistemas y hacerlos más accesibles, para que a través de un uso más continuado y habitual, podamos encontrar mejores soluciones para los pacientes.

Los trabajos más recientes utilizan la medida combinada de presiones plantares y actividad, evaluada como número de pasos reales frente al tiempo. Estos datos sugieren que la destrucción del tejido en la planta del pie, que precede a la formación de una úlcera, es el resultado de la combinación al menos del estrés repetitivo a presiones bajas y de la acción de picos de presiones localizadas.

Este proyecto por los plazos académicos para la presentación del mismo, no ha podido ser completado con la idea con la que se partió. Queda pendiente la reconstrucción virtual del pie pasados los 9 meses, la correlación de nuevo con los resultados obtenidos experimentalmente, para poder ver la evolución de los mismos y por último hacer pruebas virtuales de cuál sería la forma óptima del pie para poder recobrar una dinámica de marcha lo más normal posible, es decir, planificar una cirugía, sabiendo dónde, qué cantidad y cuáles son los tejidos que debemos quitar o reposicionar para que la paciente tenga un pie que le permita caminar de la forma más cómoda posible. Así este proyecto no es el final del camino sino una pausa, que deberá continuar.

# BIBLIOGRAFÍA

- [1] J. Mathes. MD, “Plastic Surgery”, volume 1 General principles, Saunders , 2<sup>a</sup> edición, ISBN -10: 072168811X
- [2] Susana López Fernández., Jaume Masià Ayala, Pere Serret Estalella. “ Tema 2: La piel. Cicatrización cutánea.”, Libro del residente de la Secpre, 2003.
- [3] Robson M. , “Cicatrización de heridas y reparación de tejidos”, Fundación Alberto J. Roemmers, Buenos Aires 1998.
- [4] G. Zhang, “Evaluating the viscoelastic properties of biological tissues in a new way”, J Musculoskelet Neuronal Interact 2005; 5(1):85-90
- [5] F.M. Hendriks<sup>1,2</sup>, D. Brokken<sup>1</sup>, C.W.J. Oomens<sup>2</sup>, F.P.T. Baaijens<sup>2</sup>, J.B.A.M. Horsten<sup>1</sup> “Mechanical Properties of Different Layers of Human Skin” Faculty of Mechanical Engineering,, Dept. of Materials Technology,
- [6] Vilar, JM<sup>1</sup>; Morales M<sup>1</sup>; Morales, I<sup>1</sup>; Miró, F<sup>2</sup>; Martínez, A<sup>2</sup>; Rodríguez, O<sup>3</sup> “Análisis cinemático mediante videografía de alta velocidad en la displasia de cadera canina” REDVET. Revista electrónica de Veterinaria. ISSN: 1695-7504, 2009 Vol. 11, N° 1
- [7] Vilar, JM<sup>1</sup>; Morales M<sup>1</sup>; Morales, I<sup>1</sup>; Montoya, A<sup>1</sup>; Rodríguez, O<sup>2</sup>; Turco, V<sup>2</sup>, “Análisis cuantitativo de la evolución post-quirúrgica de la rotura de ligamento cruzado anterior mediante el uso de la plataforma de fuerza”
- [8] Camp Faulí, E. Montiel Parreño<sup>1</sup>, D. Poveda Verdú<sup>1</sup>, L. Salvador Palacios, C. Orgilés Barcelo<sup>1</sup>, A. Faulí Marín, “Estudio dinámico de la presión en el pie: podobarografía”, Unidad de Pie Diabético- Hospital Nisa Virgen del Consuelo, Valencia. Instituto Tecnológico del Calzado y Conexas. INESCOP. Elda (Alicante).
- [9] Budsberg SC, Verstraete MC, Soutas-Little., “Force plate analysis before and after stabilization of canine stifles for cruciate injury”. Am J Vet Res 49: 1522-1524, 1988.
- [10] Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, “Finite Elements Modeling of the Human Foot and Footwear” 2006 ABAQUS User’s Conference.
- [11] Dr. Vera Luna, Pedro: “Biomecánica de la marcha humana normal y patológica”, Valencia, editorial IBV, 1999
- [12] <http://tuotromedico.com/resonancia>.
- [13] Budsberg y cols, “Non linear finite element modelling of anatomically detailed 3D foot model”. (1988).

## PUBLICACIONES Y ANEXOS

